



ESCUELA DE INGENIERÍAS
INDUSTRIALES



Universidad de Valladolid

UNIVERSIDAD DE VALLADOLID
ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES
Grado en Ingeniería en Tecnologías Industriales

Trabajo Fin de Grado:

**Registro, caracterización y modelado de las fuerzas
verticales inducidas al andar.**

Autora: BERNARDO CENALMOR, Sandra

Tutor: GARCÍA TERÁN, José María

Co-tutor: LORENZANA IBÁN, Antolín

Departamento: Construcciones Arquitectónicas, Ingeniería del Terreno,
Mecánica de los medios Continuos y Teoría de Estructuras

Valladolid, Julio de 2019

Registro, caracterización y modelado de las fuerzas verticales inducidas al andar.

*A mi madre, que lo ha dado todo por mí,
A mi hermano, que me inspiró a seguir este camino,
A mis abuelos, que siempre creyeron en mí,
A mi perro Peter, por todo el amor incondicional,
Y, por último, a mi padre,
Que me viste empezar, siempre estarás en mi recuerdo.*

Resumen

El presente Trabajo Fin de Grado tiene como objetivo el registro experimental de las fuerzas inducidas al caminar, su caracterización y modelado.

La problemática de la locomoción humana, a nivel de su estudio y análisis exhaustivo, es que cada persona tiene distintas biometrías y, por lo tanto, su estudio necesita de una gran base de datos. Para este Trabajo Fin de Grado, se tomarán una amplia cantidad de medidas de una persona, suficientes para hacer un estudio estadístico sobre su forma de caminar normal.

El estudio de las fuerzas se lleva a cabo mediante a una plataforma estática que registra la fuerza ejercida al caminar, empleando un software de lectura y graficación de datos en tiempo real (DEWESoft X3), y posteriormente se procesan estos datos en entorno Matlab.

Se analizará el comportamiento de las fuerzas para observar cómo es el comportamiento de las fuerzas cuando una persona camina normalmente. A partir de aquí, se podrán determinar los parámetros que definen el paso de cada persona (frecuencia de paso, velocidad, peso, altura). Con los datos recogidos y su análisis estadístico, se modelará una función que sea equivalente a los datos experimentales.

Palabras clave:

GRF (fuerzas de reacción con el suelo), plataforma de fuerza, locomoción humana, modelado de simulación.

Registro, caracterización y modelado de las fuerzas verticales inducidas al andar.

Abstract

The objective of this project work is the experimental recording of the forces induced when walking, its characterization and mode.

The problem of human locomotion, a level of its study and exhaustive analysis, is that each person has different biometrics and, therefore, their study needs a large database. For this project, it involves a large number of measurements of a person, to make a statistical study about their normal way of walking.

The study of the forces is carried out by means of a static platform that registers the force exerted in the walk, using a software of reading and graphing of data in real time (DEWESoft X3), and later these data are processed in the environment of Matlab.

These forces will be analyzed to observe how the behavior of the forces works when a person walks normally. From here, you can determine the parameters that define the step of each person (step frequency, speed, weight, height). With the collected data and its statistical analysis, a function that is equivalent to the experimental data is modeled.

Keywords:

GRF (ground reaction forces), force platform, human locomotion, simulation modeling.

Registro, caracterización y modelado de las fuerzas verticales inducidas al andar.

Tabla de contenidos

Resumen	3
Abstract.....	5
1. Introducción.....	9
1.1. Antecedentes	9
1.2. Descripción.....	10
1.3. Motivación y objetivos.....	12
1.4. Organización del documento.....	13
2. Fundamentos teóricos	15
2.1. Funcionamiento de una galga extensiométrica.....	15
2.2. Puente de Wheatstone	18
2.3. Fuerzas de reacción sobre el suelo	22
3. Metodología.....	25
3.1. Instrumentación utilizada	25
3.1.1. Fabricación	25
3.1.2. Experimentación	25
3.2. Descripción y funcionamiento	33
4. Experimentación	35
4.1. Configuración de los equipos.....	35
4.2. Ensayos.....	38
4.2.1. Registro de un paso derecho	40
4.2.2. Registro de un paso izquierdo	41
4.2.3. Registro de tres pasos consecutivos, primero el pie derecho	42
4.2.4. Registro de tres pasos consecutivos, primero el pie izquierdo	43
5. Caracterización.....	45
5.1. Procesamiento de datos	45
5.2. Aproximaciones del modelo	48
5.2.1. Aproximación de Fourier (Setra).....	48
5.2.2. Aproximación mediante Spline	50
5.2.3. Aproximación de Fourier (Matlab).....	53
6. Conclusiones y líneas futuras.....	57
Bibliografía	59
Anexo	61

Registro, caracterización y modelado de las fuerzas verticales inducidas al andar.

1. Introducción

El siguiente Trabajo Fin de Grado ha sido realizada por la alumna Sandra Bernardo Cenalmor, estudiante de Grado en Ingeniería en Tecnologías Industriales de la Universidad de Valladolid, y cuyos tutores han sido Don José María García Terán y Don Antolín Lorenzana Ibán, tutores pertenecientes al Departamento de Construcciones Arquitectónicas, Ingeniería del Terreno, Mecánica de los Medios Continuos y Teoría de Estructuras, perteneciente a la Escuela de Ingenierías Industriales de la Universidad de Valladolid.

1.1. Antecedentes

El trabajo que a continuación se desarrolla surge del análisis de las fuerzas inducidas en estructuras desde el punto de vista de la ingeniería estructural.

En las últimas décadas, ha habido una tendencia hacia la mejora de las características mecánicas de los materiales utilizados en la construcción, permitiendo diseñar estructuras más ligeras, más esbeltas y más estéticas. Cuando estas estructuras son construcciones residenciales o infraestructuras como puentes o pasarelas, los movimientos de sus ocupantes inducen fuerzas que pueden afectar significativamente a la respuesta dinámica de la estructura. Los movimientos más usuales son los debidos a actividades como andar o correr.

Como resultado de estas tendencias de construcción, muchas estructuras en las que pueda haber tránsito de personas se han vuelto más susceptibles a las vibraciones cuando se las somete a cargas dinámicas. La marcha de las personas es una carga sobre la estructura con frecuencia dominante, lo que suscita un tipo de excitación dinámica que, de ser resonante, podría causar vibraciones excesivas y, en casos extremos, incluso un colapso de la estructura.

Probablemente el suceso más antiguo de fallo de una estructura debido a la carga dinámica inducida por el hombre que se informó en detalle fue el que ocurrió en 1831, 60 soldados que marchaban sobre el puente de Broughton, Inglaterra, sintieron que este comenzaba a vibrar al ritmo de sus pasos amplificándose cada vez más la oscilación. Esto fue debido a que el puente había entrado en resonancia al coincidir la frecuencia de la marcha con la frecuencia natural de la estructura. A raíz de este acontecimiento se instauró la medida de que las tropas rompieran el paso al cruzar, advirtiéndolo en un número considerable de puentes [1]. Otras dos pasarelas ubicadas en el centro de París y Londres se cerraron poco después de su inauguración debido a oscilaciones transversales al transportar a una multitud de personas.

Este fenómeno se ha estudiado exhaustivamente, tanto por la integridad de las estructuras, como por la seguridad y confort de los peatones.

1.2. Descripción

La caracterización de las pisadas de una persona al caminar tiene diversas aplicaciones en distintos campos: desde el estudio de la respuesta de estructuras frente a éstas, hasta aplicaciones biomotrices.

La acción motora de las personas es caracterizada por una autopropulsión manifestando una progresión de traslación a todo el cuerpo. La locomoción varía en términos de forma, estructura, velocidad y otros elementos para cada sujeto.

Hay multitud de formas de locomoción, podemos caminar, saltar, correr, trotar, etc. En la vida diaria, es muy común utilizar estos tipos de locomoción de forma aislada o combinada.

La marcha consiste en separar un pie del suelo para llevarlo hacia delante hasta volver a apoyarlo, así sucesiva y alternamente con el otro pie. Se considerará un paso desde el momento en que el pie toma contacto con el suelo, hasta que deja de haber contacto con el suelo.

De esta forma, se pueden distinguir cinco fases del paso:

- 1) Apoyo del talón
- 2) Apoyo de la planta
- 3) Apoyo medio
- 4) Despegue del talón
- 5) Despegue de los dedos

Se puede observar en la Figura 1.1 la fuerza ejercida en cada fase del paso:

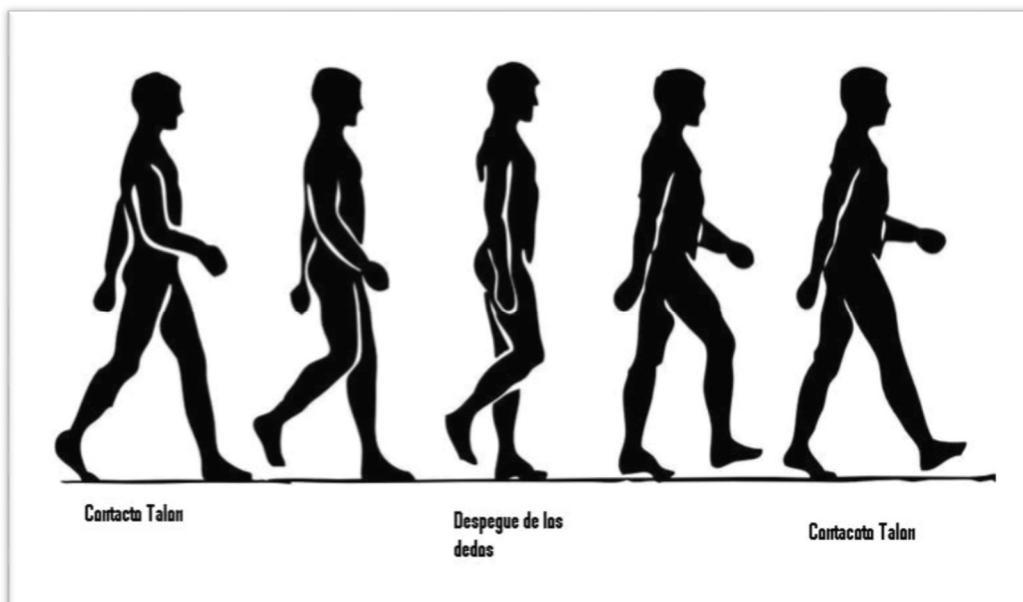


Figura 1.1.- Fases del paso

Introducción

Los ensayos experimentales tratan de determinar los parámetros característicos del paso de una persona, así como la fuerza inducida al caminar. De esta forma se puede modelar matemáticamente un paseo, lo cual tiene múltiples aplicaciones en la investigación.

La naturaleza de una persona caminando se corresponde a una carga dinámica que depende del tiempo, además cada paso es ligeramente diferente al anterior y no se corresponde con una carga puramente armónica.

Para este estudio, se define el paso de una persona caminando a una determinada frecuencia, de esta forma podemos hablar de una carga cuasi-periódica.

1.3. Motivación y objetivos

El principal objetivo de este Trabajo Fin de Grado es modelar matemáticamente el paso de una persona, centrándonos en la acción vertical de la “marcha humana” sobre las estructuras.

Para ello, tomamos de referencia múltiples registros experimentales, llevados a cabo en el Laboratorio de Estructuras de la Escuela de Ingenierías Industriales de la Universidad de Valladolid, que ayudan a completar una base de datos para posteriores estudios.

Aplicando las competencias adquiridas en el Grado en Tecnologías Industriales, se recogen datos para valorar, estudiar y modelar el paso de una persona. Para ello se hace uso de un TFG anterior (“Diseño y puesta en marcha de un equipo *low-cost* para medir las fuerzas verticales incluidas en las estructuras debidas a la locomoción humana”), que consiste en un prototipo de plataforma para medir las fuerzas inducidas al caminar, así como de un hardware y software para registrar los datos. Se obtienen múltiples resultados, de los que se realiza un estudio estadístico y se establecen parámetros para modelar el paso matemáticamente. Para completar el estudio, se compararán los registros obtenidos experimentalmente y los obtenidos matemáticamente.

Por todo ello, se establecen como objetivos del trabajo:

- ♦ **Análisis biomecánico de la marcha humana** (Capítulo 2.3):
Se analizará, desde el punto de vista de la ingeniería biomecánica, la motricidad de la marcha humana.
- ♦ **Registro de datos experimentales de la marcha humana** (Capítulo 0).
- ♦ **Análisis, estudio y modelado de las fuerzas y reacciones involucradas en la marcha humana** (Capítulo 0):
Se analizarán y estudiarán las fuerzas y reacciones involucradas en la marcha humana, y con esta información se desarrollará un modelo matemático que permita simular dichas fuerzas y reacciones.

1.4. Organización del documento

Este trabajo está dividido principalmente en cuatro partes:

- ♦ **Parte teórica** (Capítulo 0): trata de explicar las herramientas teóricas que se utilizarán en las siguientes partes del trabajo.
- ♦ **Parte experimental** (Capítulo 0 y 0): se explica el proceso completo de obtención de datos, desde el montaje experimental utilizado hasta la recogida de datos en el software.
- ♦ **Parte de estudio matemático** (Capítulo 0): se procesan los datos recogidos y se prueban una serie de modelos que puedan reproducir los datos experimentales.

Registro, caracterización y modelado de las fuerzas verticales inducidas al andar.

2. Fundamentos teóricos

Para llevar a cabo la medición de datos, se ha utilizado una plataforma, basada en un prototipo de un Trabajo Fin de Grado anterior, la cual mide la fuerza ejercida sobre ella al caminar. Esto es mediante unas células de carga que transforman las fuerzas que se aplican sobre ella en una señal eléctrica medible y cuantificable.

2.1. Funcionamiento de una galga extensiométrica

El principio de funcionamiento de las células de carga se basa en la aplicación de galgas extensiométricas. La galga es un transductor para la medición de fuerza basada en la deformación causada por esfuerzos mecánicos. Su principio de funcionamiento se basa en el efecto piezorresistivo de metales y semiconductores, según el cual, su resistividad varía en función de la deformación a la que están sometidos [2].

Estas células están compuestas de un soporte aislante fijado solidariamente sobre el elemento deformable, de esta forma la galga se deforma junto al elemento. La galga es un hilo o placa que conduce corriente que, al deformarse debido a la aplicación de un esfuerzo mecánico, varía su resistencia.

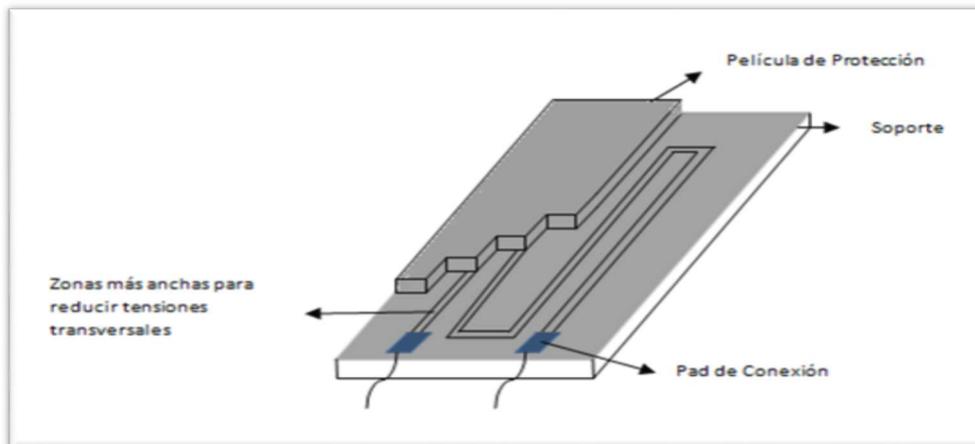


Figura 2.1.- Galga extensiométrica de película metálica.

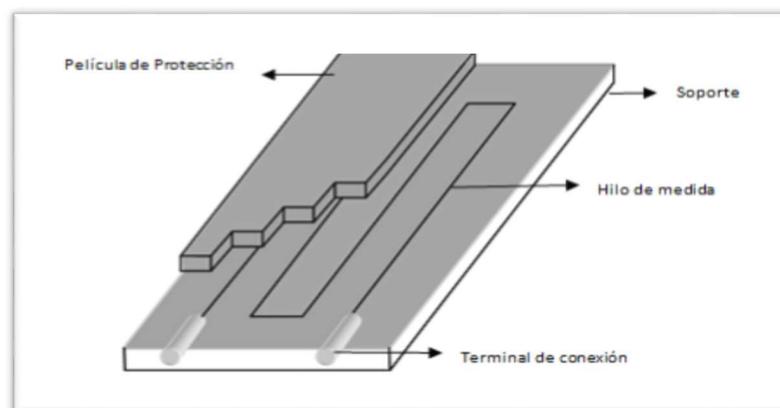


Figura 2.2.- Galga extensiométrica de hilo metálico.

La resistencia eléctrica de un conductor cilíndrico de sección S , longitud l y resistividad ρ , viene dada por la expresión:

$$R = \rho \frac{l}{S} \quad (2.1)$$

Teniendo en cuenta que una galga está compuesta por una rejilla de 10 a 20 ramas, siendo n el número de ramas:

$$R = n \rho \frac{l}{S} \quad (2.2)$$

Derivando la expresión anterior y teniendo en cuenta que la resistividad del conductor cambiará al estar sometido a una fuerza:

$$\frac{\partial R}{R} = \frac{\partial \rho}{\rho} + \frac{\partial l}{l} - \frac{\partial S}{S} \quad (2.3)$$

Se define la deformación axial relativa ε como:

$$\varepsilon = \frac{\partial l}{l} \quad (2.4)$$

Debido al aumento de longitud del hilo como consecuencia del esfuerzo mecánico, el área de la sección transversal S se verá reducido, ya que la masa total debe conservarse. Por lo tanto, para una galga rectangular de dimensiones $a \times b$, la variación unitaria de la sección S viene dada por:

$$\frac{\partial S}{S} = \frac{\partial a}{a} + \frac{\partial b}{b} = -2 \nu \frac{\partial l}{l} = -2 \nu \varepsilon \quad (2.5)$$

Siendo ν la relación de Poisson, con un valor comprendido entre 0 y 0.5.

Gracias al efecto piezorresistivo del material, a través de un esfuerzo mecánico se produce una variación en la resistividad del mismo. Para los metales, el cambio de resistividad es proporcional al cambio de volumen V producido, de acuerdo con la expresión:

$$\frac{\partial \rho}{\rho} = C \frac{\partial V}{V} \quad (2.6)$$

Donde C es la constante de Bridgman, cuyo valor está comprendido entre 1.13 y 1.15 para las aleaciones comúnmente utilizadas en galgas.

A partir de la expresión de volumen de la galga:

$$V = n l S \quad (2.7)$$

Se deduce la expresión para el cambio de volumen unitario de la galga:

$$\frac{\partial V}{V} = \frac{\partial l}{l} + \frac{\partial S}{S} = \frac{\partial l}{l} (1 - 2\nu) \quad (2.8)$$

De esta forma, aplicando las ecuaciones (2.3), (2.5), (2.6) y (2.8) se obtiene la siguiente expresión para la variación de resistividad, siempre que no se rebase el límite elástico del material:

$$\frac{\partial R}{R} = [1 + 2\nu + C(1 - 2\nu)] \frac{\partial l}{l} = FG \frac{\partial l}{l} = FG \varepsilon \quad (2.9)$$

Donde FG es el factor de galga, definido explícitamente dentro del corchete de la anterior expresión. FG es un valor que depende del fabricante y es del orden de 2 [3].

2.2. Puente de Wheatstone

Una vez definida la resistividad de la galga, así como su variación en función de su elongación, podemos aplicarla en un circuito comparador de tensión: Puente de Wheatstone.

El Puente de Wheatstone es un circuito formado por cuatro resistencias distribuidas en dos ramas, dos a dos, donde se mide la diferencia de potencial en el punto medio de cada rama. Es un método muy común para obtener una señal eléctrica como resultado de una medida física. El procedimiento es medir la diferencia de voltaje entre los puntos medios de ambas ramas o bien la corriente a través de un detector colocado en el brazo central [2].

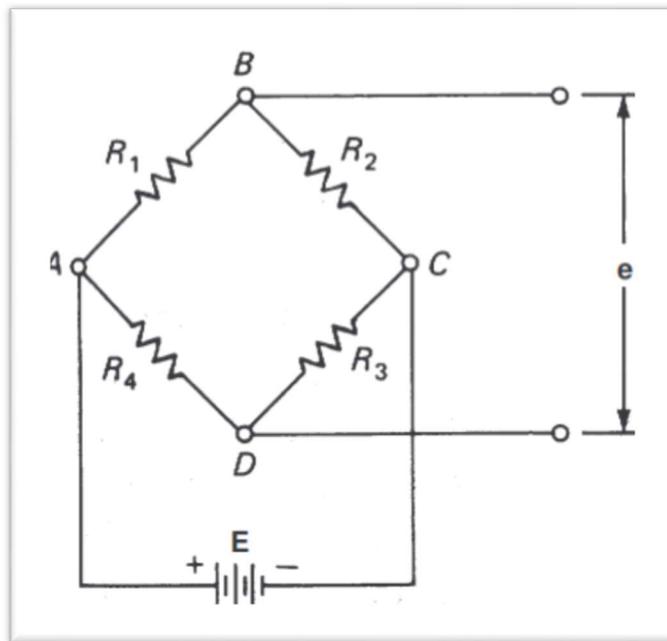


Figura 2.3.- Esquema básico de Puente de Wheatstone.

Existen tres tipos de configuraciones:

- Cuarto de puente: donde una de las resistencias es sustituida por una galga extensiométrica.

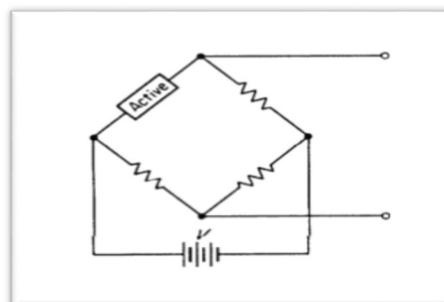


Figura 2.4.- Configuración en cuarto de puente.

- Medio puente: donde dos resistencias son sustituidas por galgas extensiométricas. Pueden tener dos posiciones distintas, bien contiguas en la misma rama, o bien contiguas en distintas ramas, pero no pueden ocupar posiciones alternas.

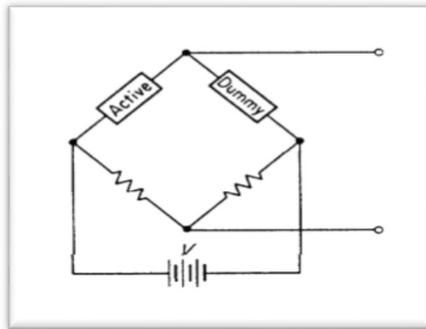


Figura 2.5.- Configuración en medio puente, posiciones contiguas en la misma rama.

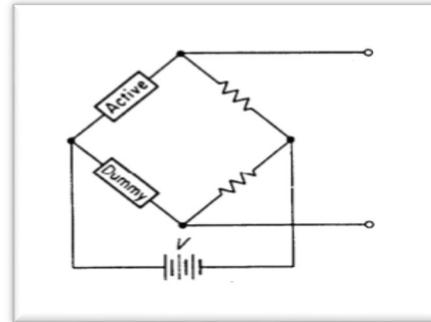


Figura 2.6.- Configuración en medio puente, posiciones contiguas en distintas ramas.

- Puente completo: todas las resistencias son sustituidas por galgas extensiométricas.

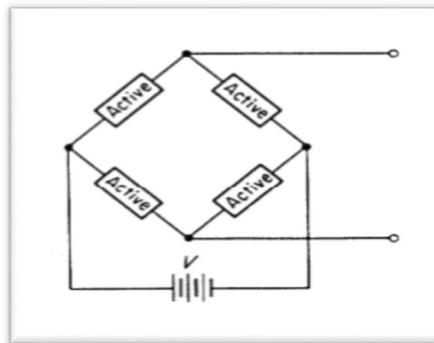


Figura 2.7.- Configuración en puente completo.

Las galgas utilizadas en este estudio son de puente completo, lo que significa que, al tener mayor número de medidores, permite compensar efectos no deseados como deformaciones específicas y efectos de temperatura, ofreciendo así una mayor estabilidad en la señal recogida.

Tomando como referencia la Figura 2.3, y que las resistencias R_1 , R_2 , R_3 y R_4 se corresponden con las cuatro galgas, se realiza un análisis del circuito. Siendo E la tensión de alimentación del circuito, y e la tensión medida en el circuito, a la que llamaremos tensión de salida.

En primer lugar, se deducen las relaciones entre las resistencias de las cuatro ramas para que el puente esté en equilibrio, esto quiere decir que la tensión de salida e sea nula.

Partiendo de:

$$I_1 R_1 = I_4 R_4 \quad (2.10)$$

Y teniendo en cuenta que:

$$I_1 = \frac{E}{R_1 + R_2} \quad (2.11)$$

$$I_4 = \frac{E}{R_3 + R_4} \quad (2.12)$$

Se obtiene la condición de equilibrio a partir de sustituir las ecuaciones (2.11) y (2.12) en la ecuación (2.10):

$$\frac{R_1}{R_1 + R_2} = \frac{R_4}{R_3 + R_4} \quad (2.13)$$

Operando la ecuación anterior, se obtiene la expresión:

$$\frac{R_2}{R_1} = \frac{R_3}{R_4} \quad (2.14)$$

A continuación, se va a desarrollar la relación de desequilibrio del puente, también llamada tensión de salida e , con la tensión de alimentación E , suponiendo ahora conocidos los valores de las resistencias:

$$e = (I_1 R_1 - I_4 R_4) = \left(\frac{R_1}{R_1 + R_2} - \frac{R_4}{R_3 + R_4} \right) E \quad (2.15)$$

Diferenciando la ecuación anterior se obtiene la variación de e teniendo en cuenta que varían las cuatro ramas:

$$de = \left(\frac{(R_1 + R_2)dR_1 - R_1(dR_1 + dR_2)}{(R_1 + R_2)^2} - \frac{(R_3 + R_4)dR_4 - R_4(dR_3 + dR_4)}{(R_3 + R_4)^2} \right) E \quad (2.16)$$

$$de = \left[\frac{R_1 R_2}{(R_1 + R_2)^2} \left(\frac{dR_1}{R_1} - \frac{dR_2}{R_2} \right) - \frac{R_3 R_4}{(R_3 + R_4)^2} \left(\frac{dR_4}{R_4} - \frac{dR_3}{R_3} \right) \right] E \quad (2.17)$$

La expresión anterior puede simplificarse partiendo de que el puente estaba equilibrado inicialmente (2.13):

$$de = \frac{R_1 R_2}{(R_1 + R_2)^2} \left(\frac{dR_1}{R_1} - \frac{dR_2}{R_2} + \frac{dR_3}{R_3} - \frac{dR_4}{R_4} \right) E \quad (2.18)$$

De acuerdo con la nomenclatura empleada en el apartado anterior (Funcionamiento de una galga extensiométrica), la expresión que determina la variación de la tensión de salida e es:

$$de = \frac{R_1 R_2}{(R_1 + R_2)^2} FG (\varepsilon_1 - \varepsilon_2 + \varepsilon_3 - \varepsilon_4) E \quad (2.19)$$

Suponiendo el mismo factor de galga FG para las cuatro ramas, se observa que la variación de tensión de salida e es función lineal de la deformación axial relativa ε de cada galga [4].

2.3. Fuerzas de reacción sobre el suelo

Como se ha mencionado anteriormente, la marcha normal humana se puede definir como la acción motora caracterizada por una autopropulsión alterna de las piernas manifestando así un movimiento de traslación a todo el cuerpo. Análogamente, se puede definir el ciclo de la marcha como el intervalo de tiempo entre dos eventos idénticos y consecutivos. Tomándose como inicio del ciclo el instante en el que el talón hace contacto con el suelo y como final del ciclo el instante en el que el mismo pie toma contacto con el suelo de nuevo. Del mismo modo, se considerará un paso desde el momento en que el pie toca el suelo hasta que deja de hacerlo.

Este ciclo se puede dividir en dos fases: la fase de apoyo bipodal, en la cual los dos pies están en contacto con la superficie; y la fase de apoyo monopodal, en la que sólo uno de los miembros está en contacto con la superficie. La duración relativa de cada una de las fases dependerá de la velocidad del sujeto, ya que al aumentar ésta, la proporción del tiempo transcurrido en la fase del apoyo bipodal disminuirá frente al apoyo monopodal [5].

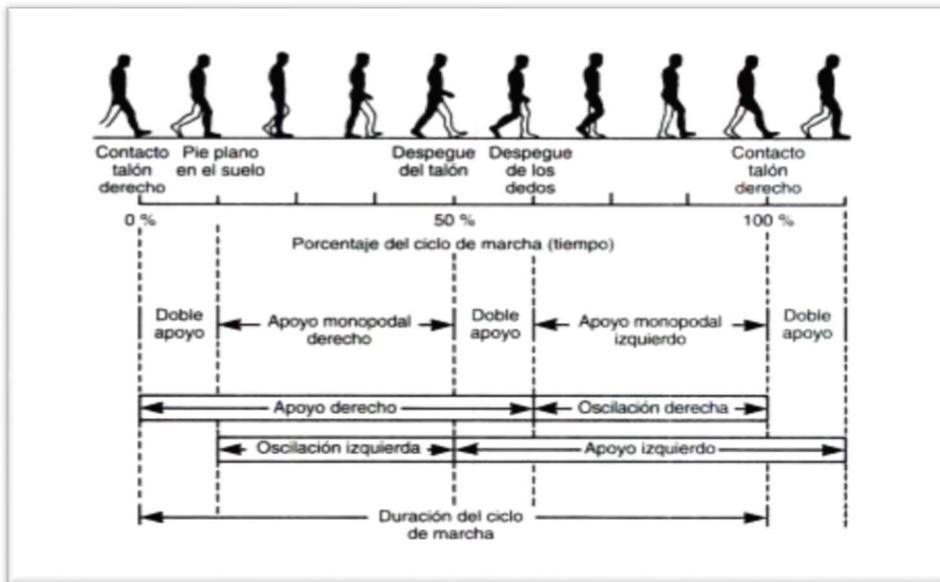


Figura 2.9.- Fases durante el ciclo de la marcha.

Durante todo el ciclo de la marcha, y desde el instante en el que el talón hace contacto con la superficie, se transmiten fuerzas a la estructura. Tomando como referencia la Figura 2.8, se denominará fuerza axial a la fuerza en la dirección del eje anteroposterior, fuerza transversal a la fuerza en la dirección del eje izquierda-derecha, y fuerza vertical a la fuerza en la dirección del eje craneocaudal. Aunque la marcha humana transmite fuerzas en todas estas componentes, como se puede observar en la Figura 2.10, este estudio se centrará en el análisis de la fuerza vertical.

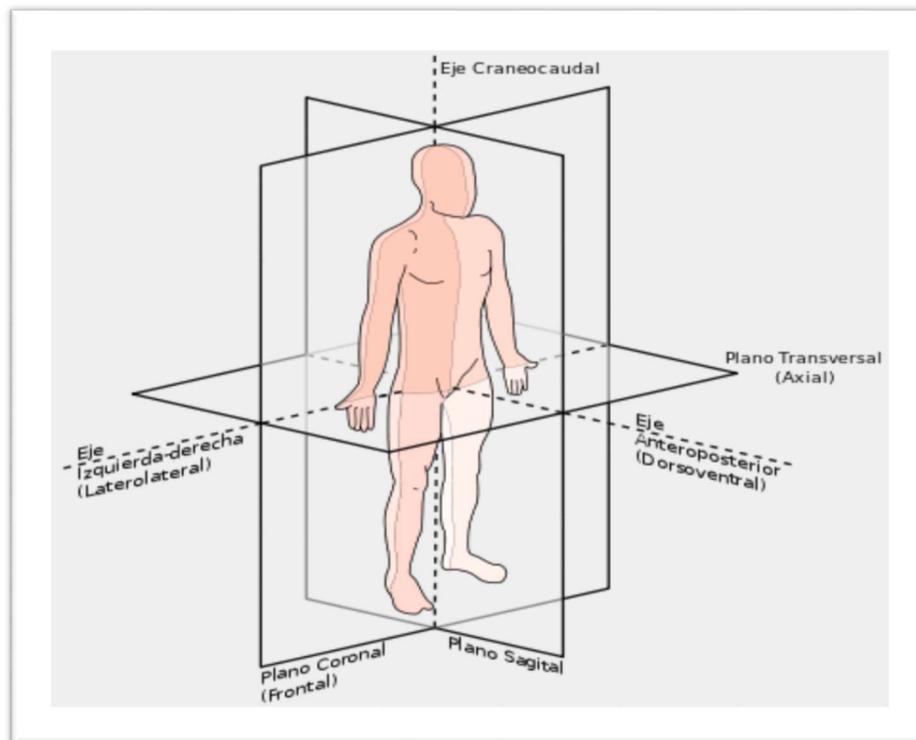


Figura 2.8.- Posición anatómica con planos y ejes de referencia.

Registro, caracterización y modelado de las fuerzas verticales inducidas al andar.

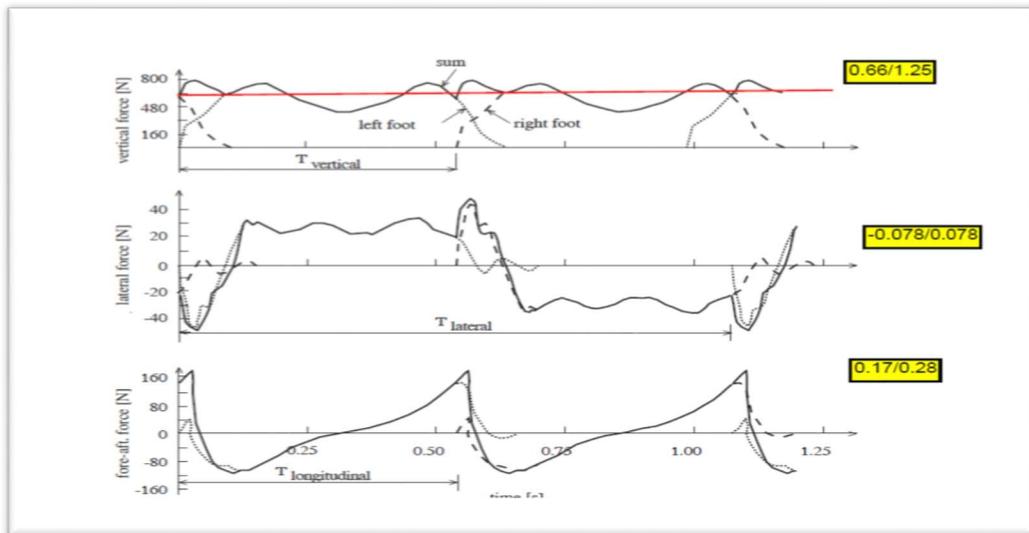


Figura 2.10.- Históricos periódicos de la marcha en dirección vertical, lateral y longitudinal. [1]

A pesar de que las distintas componentes de la fuerza tienen interés en el campo de la biomecánica, es la componente vertical la que influye en el campo de la teoría de estructuras. La función de esta componente en el tiempo presenta una ligera simetría con dos máximos de similar altura y un mínimo relativo centrado en medio.

Para analizar el ciclo de la marcha se debe tener en cuenta de que no se trata de dos pisadas aisladas (fase de apoyo monopodal), si no que existe un solapamiento durante un breve periodo de tiempo, en el cual los dos pies están en contacto con el suelo (fase de apoyo bipodal). En la siguiente figura se puede observar la evolución de las fuerzas transmitidas a la superficie de cada pie por separado, y de la misma forma se observa la superposición en el tiempo de ambas fuerzas, lo que corresponde a la fase de apoyo bipodal.

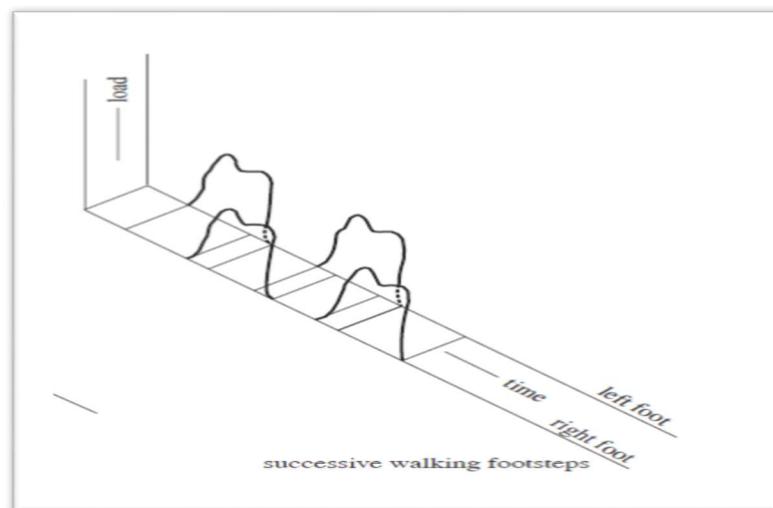


Figura 2.11.- Evolución de las fuerzas inducidas en la marcha. [1]

3. Metodología

3.1. Instrumentación utilizada

A lo largo de este trabajo se ha utilizado una serie de instrumentos y componentes, necesarios para satisfacer las necesidades tecnológicas requeridas por el proceso.

3.1.1. Fabricación

Para el montaje de la plataforma se han empleado los siguientes instrumentos:

- ♦ **Pistola termo-fusible**
Para adherir el sistema de cableado a la plataforma se ha empleado una pistola termofusible, compuesta de una pistola que dispara cola, la cual se ha calentado previamente mediante resistencias eléctricas.
- ♦ **Destornilladores**
Para el atornillado de cada una de las células a la plataforma.
- ♦ **Soldador eléctrico**
Para empalmar con estaño las terminaciones de los cables de cada célula con el cabezal hembra de Jack de 3,5 mm.

3.1.2. Experimentación

Para llevar a cabo los ensayos, se utilizan una serie de componentes:

- ♦ **Plataforma de fuerza**

- Plataforma

Basado en un prototipo de un TFG anterior (“Diseño y puesta en marcha de un equipo *low-cost* para medir las fuerzas verticales incluidas en las estructuras debidas a la locomoción humana”), compuesto por una plataforma, seis células de carga a base de galgas extensiométricas, así como cableado y sumado de la señal.

La plataforma es una tabla madera contrachapada de la marca *WISA PLYWOOD*, un material lo suficientemente ligero como para no comprometer las células de carga, pero lo suficientemente robusto como para que no flecte al caminar sobre ella.

El material cumple los requisitos de las actuales normas europeas (EN) y los requisitos de las reglas de diseño Eurocódigo 5 para el uso estructural del contrachapado. Las características de esta madera contrachapada se muestran en la Figura 3.1:

WISA-Wire es un panel de contrachapado con revestimiento de resina fenólica de color marrón oscuro con dibujo de malla antideslizante. El producto está diseñado para su uso en suelos en el sector del transporte, como en remolques, vehículos para transportar caballos o vagones de metro; y en aplicaciones de la construcción, como suelos de almacén, plataformas de carga y andamios. WISA-Wire es un material universal para aplicaciones técnicas de suelo.

Tablero base
Fabricado únicamente con tablero de contrachapado de abedul.

Encolado
Encolado de resina fenólica resistente a la intemperie de acuerdo con EN 314-2/clase 3.

Superficie
Cara: Película fenólica con dibujo de malla, de color marrón oscuro disponible en dos gramajes de revestimiento.
Contracara: Película fenólica lisa de protección antihumedad, con o sin texto impreso.
Protección de cantos: Pintura acrílica
Peso del revestimiento: 120 g o 220 g/m²

Mecanizado
Mecanización de cantos por control numérico a petición.

Espesores y pesos
Estructura de abedul

Espesor nominal (mm)	Número de capas	Espesor (mm)		Peso (kg/m ²)	Espesor paneles máx (mm)	
		Mín.	Máx.		Mín.	Máx.
9	7	8,8	9,5	6,1	8,3	9,1
12	9	11,5	12,5	8,2	11,0	12,0
15	11	14,3	15,3	10,2	13,8	14,8
18	13	17,1	18,1	12,2	16,6	17,6
21	15	20,0	20,9	14,3	19,5	20,5
24	17	22,9	23,7	16,3	22,3	23,3
27	19	25,2	26,8	18,4	24,7	26,3
28	20	26,6	28,2	19,4		
30	21	28,1	29,9	20,4		

Contenido de humedad 8-12 %



Ac
Ve

Figura 3.1.- Características tablero plataforma

El tablero utilizado (Figura 3.2) tiene unas medidas de 1525mmx490mmx18mm. Con estas medidas, hay espacio suficiente para registrar ensayos estáticos, balanceo, saltos verticales y dos o tres pasos de una persona al pasar sobre ella dependiendo de su estatura; en este estudio se han registrado los datos de tres pasos.



Figura 3.2.- Detalle tablero

Además de la plataforma, para los ensayos se colocaron dos tablas idénticas a la plataforma y a la misma altura que esta para asegurar la continuidad y naturalidad del paseo. De esta forma, disponemos del largo y ancho necesario para simular la marcha de la forma más natural posible, sin que el paso se vea afectado por factores externos (Figura 3.3) [6].



Figura 3.3.- Plataforma

– Células de carga a base de galgas extensiométricas

Para la construcción de la plataforma se emplearon 6 células de carga, como la de la Figura 3.4, dispuestas en la parte inferior y situadas una en cada esquina y otras dos en el punto medio del largo de la plataforma. De forma que se distribuya la fuerza ejercida sobre la plataforma de una forma homogénea y no cree inestabilidades al caminar.

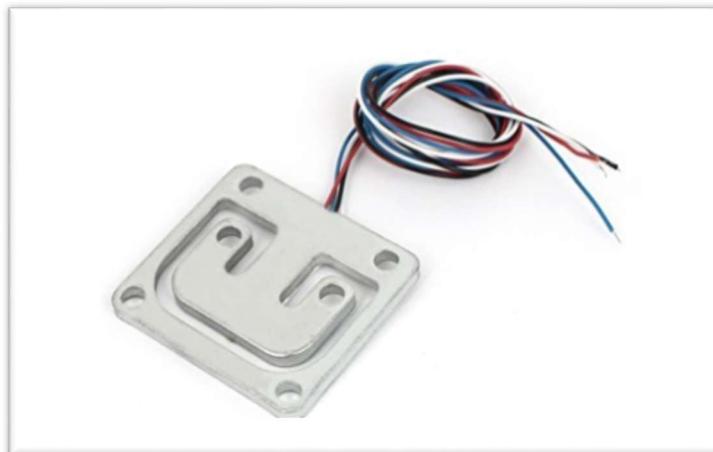


Figura 3.4.- Célula de carga (Fuente: web del fabricante)

Originariamente eran células de medio puente, que soportaban un máximo de 80Kg cada una y la señal recogida resultante presentaba una cantidad de ruido considerable. Debido a la limitación que esto supone para recoger datos de una población lo más amplia posible, las hemos reemplazado por células de puente completo, que soportan más peso (hasta 100Kg cada una) y ofreciendo menor ruido en la señal y mayor estabilidad.

La célula de carga utilizada se compone de 3 partes principales (Figura 3.5):

- *Base exterior:* Soporte que sirve de estructura para fijar la célula a la estructura gracias a 4 agujeros pasantes.
- *Cabezal interior:* Situado en la parte interior de la célula consta de dos agujeros pasantes que sirven para anclar las almohadillas que estarán en contacto con el suelo.
- *Puente central:* Es el componente donde se encuentra el sensor de pesaje. Al de servir de unión entre la base exterior (unión de la célula con la plataforma) y el cabezal interior (contacto entre la celula y el suelo), calcula la fuerza vertical ejercida en función de la flexión del cabezal interior, produciéndose un movimiento relativo entre el cabezal y la base exterior, que se traduce en una variación de la resistencia eléctrica en el interior de la célula.

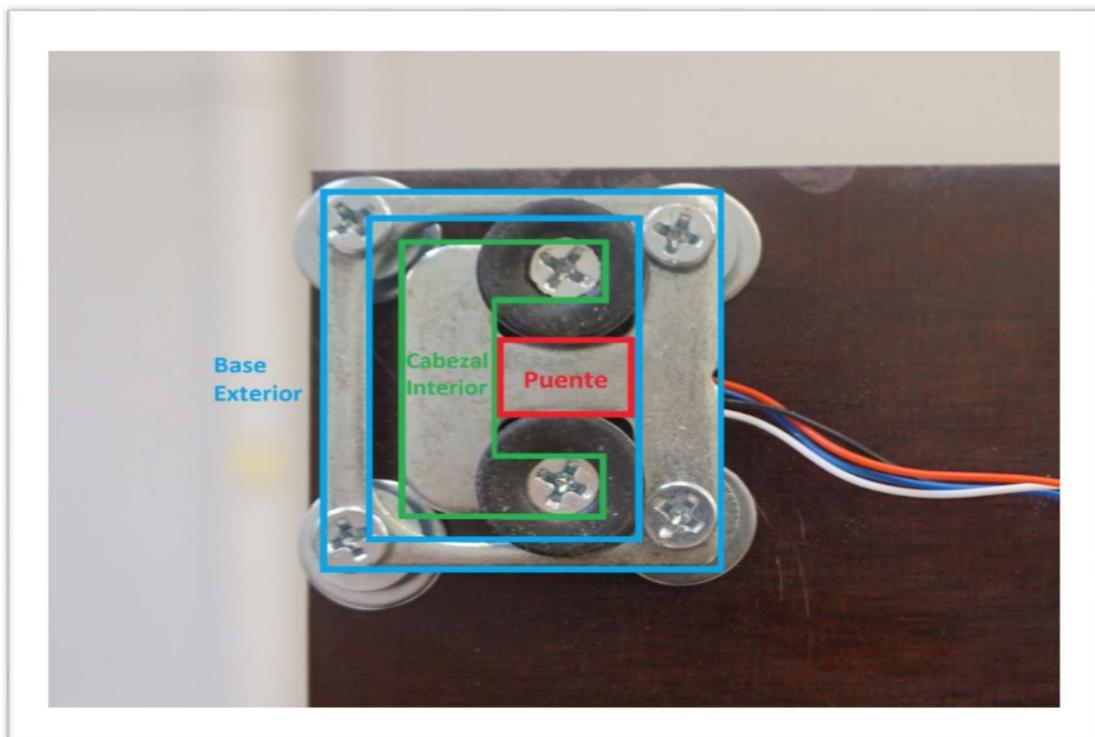


Figura 3.5.- Partes de la célula de carga

Metodología

Las células de carga corresponden al modelo DLM-B01ERG3HQG de la marca *DealMux*. Están constituidas de una aleación de acero y tienen unas dimensiones de 42 mm de largo por 38 mm de ancho y 3 mm de espesor [7].

Las características de la célula proporcionadas por el fabricante se encuentran numeradas en la Tabla 3.1:

Tabla 3.1.-Características de la célula de carga

Célula de carga DealMux Modelo DLM-B01ERG3HQG	
Dimensiones	42x38x3mm (largo x ancho x grosor)
Carga nominal	100 kg
Ranted de salida	1.0 ± 10% mV/V
No linealidad	0.08% FS
Histéresis	0.1% FS
Repetitividad	0.05% FS
Balance Cero	± 1% FS
Efecto temperatura en Zero	0.05% FS / 10 °C
Efecto temperatura en Zero Output	0.02% FS / 10 °C
Fluencia (30 min)	0.05% FS
Impedancia de entrada	1000 ± 20 Ω
Impedancia de salida	1000 ± 20 Ω
Aislamiento	> 3000 MΩ / 50V DC
Rango de temperatura compensado	-10 °C ~ 450 °C
Rango de temperatura	-20 °C ~ 65 °C
Sobrecarga seguro	120% FS
Última sobrecarga	150% FS
Excitación recomendado	5 V
Última excitación	8 V
Longitud del cable	40 cm
Peso	28 g

Registro, caracterización y modelado de las fuerzas verticales inducidas al andar.

– Cableado

Teniendo en cuenta que cada célula de carga posee cuatro cables distintos (Figura 3.5) (negro y rojo para la alimentación y blanco y azul para la lectura), se ha realizado la unión de los cables homónimos, pasando de 24 a 4 cables, de forma que el sistema de adquisición de datos reconocerá las señales como una única célula de carga. (Figura 3.6) [6].



Figura 3.6.- Cableado de la plataforma de fuerza

– Conexión al sistema de adquisición de datos

Para que el Sirius recoja la señal, el cableado de las células confluye en un cabezal hembra de Jack de 3,5 mm (Figura 3.7), al que se le une en serie 2 cables: primero un cable de doble Jack macho, seguido de un cable Jack hembra en un extremo y una conexión DB9 en el otro extremo, que ira unido al sistema de adquisición de datos [6].

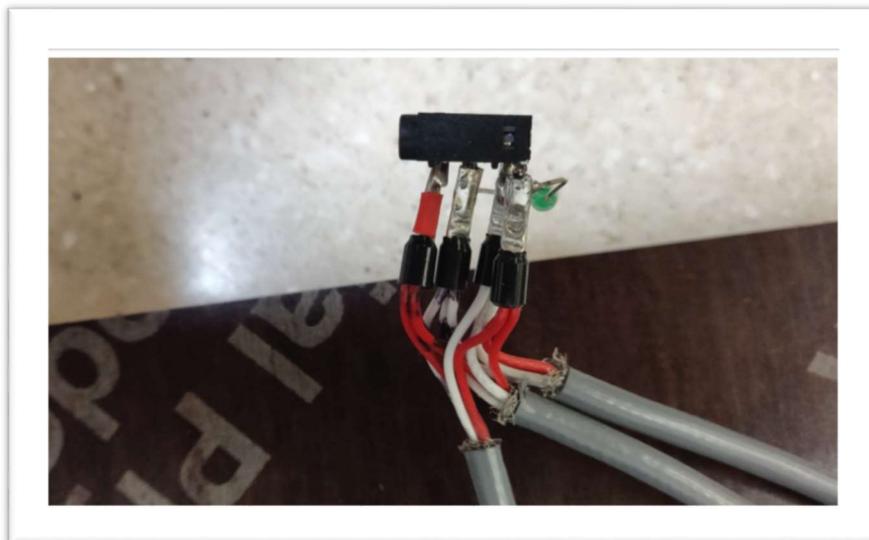


Figura 3.7.- Conexiones hembra de Jack 3,5 mm

♦ **Metronome Beats**

Con el fin de que el paso fuera lo más constante posible, para que los ensayos fueran en condiciones uniformes, se ha hecho uso de esta aplicación móvil que mediante un sonido rítmico constante facilita que el ritmo, velocidad y frecuencia de la marcha sea uniforme.

Para adecuar este ritmo al ritmo natural de paso de la persona, cuenta con una opción en la que pulsas el ritmo que necesitas, de esta forma, cada vez que el pie entra en contacto con el suelo se pulsa un botón y así calcula la frecuencia.

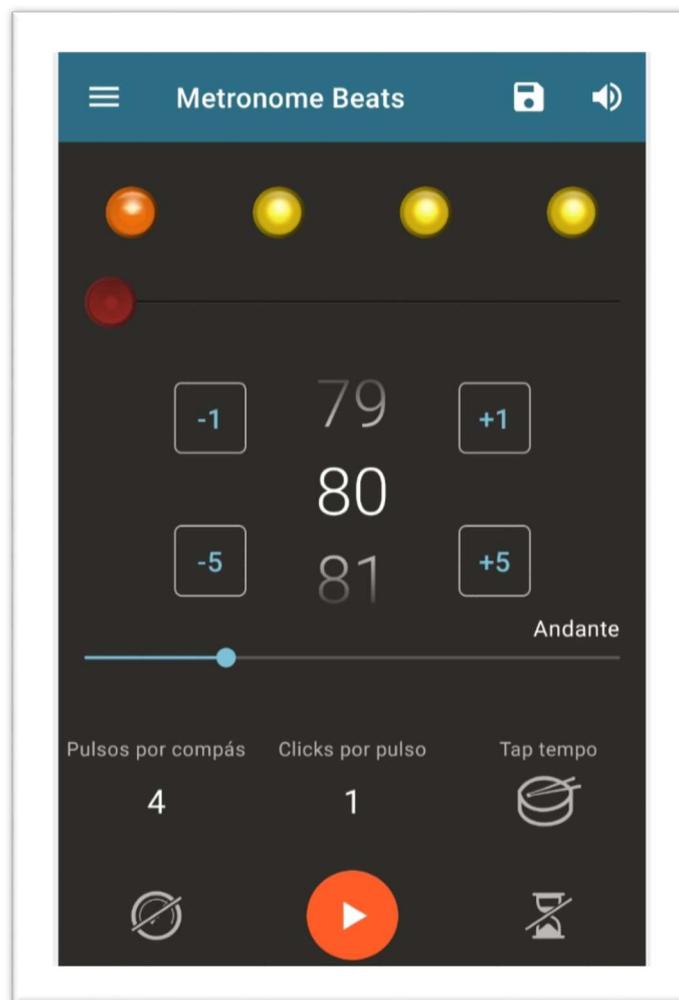


Figura 3.8.- Captura de pantalla de la aplicación móvil Metronome Beats

Registro, caracterización y modelado de las fuerzas verticales inducidas al andar.

♦ **Sirius HD-STG**

Para el ensayo objeto de este trabajo se ha hecho uso de un equipo de adquisición de datos Sirius (Figura 3.9), al que viene el software DEWESoft X, que utilizaremos más adelante. Este equipo, además de proporcionar la alimentación de energía a las células de carga, se encarga de las señales de medida, proporcionando una señal de entrada y recibiendo la señal de salida, en mV, que, mediante el cociente de voltajes, medirá la carga total aplicada.



Figura 3.9.- Sistema de adquisición de datos Sirius HD-STG

Para la conexión de diferentes sistemas, el equipo cuenta con 16 canales de entrada tipo DB9 (Figura 3.10) y un puerto USB para la conexión al PC.



Figura 3.10.- Conexiones DB9

3.2. Descripción y funcionamiento

La plataforma es un dispositivo estático cuyo objetivo es registrar la fuerza con la que el sujeto ejerce su peso sobre la estructura que lo soporta mientras se encuentra en movimiento.

Este dispositivo cuenta con 6 células de carga, 4 colocadas en las esquinas, y otras 2 en el punto medio del largo de la plataforma, de forma que todas están uniformemente repartidas y en permanente contacto con el suelo para evitar inestabilidades, ya que si en algún momento, una de ellas pierde el contacto con la superficie, y al pisar en la plataforma entra en contacto ésta, aparecerían una serie de fuerzas que alterarían la señal recogida y se observarían inestabilidades en la lectura.

Como se ha mencionado anteriormente, además de la plataforma de fuerza, se colocan dos plataformas más, al principio y al final de esta, para garantizar la continuidad del paseo. De esta forma, aseguramos que el primer paso que es registrado es fiable para el conjunto de datos del paseo.

En el momento en el que el pie entra en contacto con la plataforma, esta comienza a registrar datos de la fuerza vertical inducida, y a medida que vayamos avanzando sobre ella, se observarán cambios en la lectura debido a la variación de fuerzas. Finalmente, después de tres pasos, la lectura volverá a valor cero en el instante en el que la punta del pie se levante del suelo.

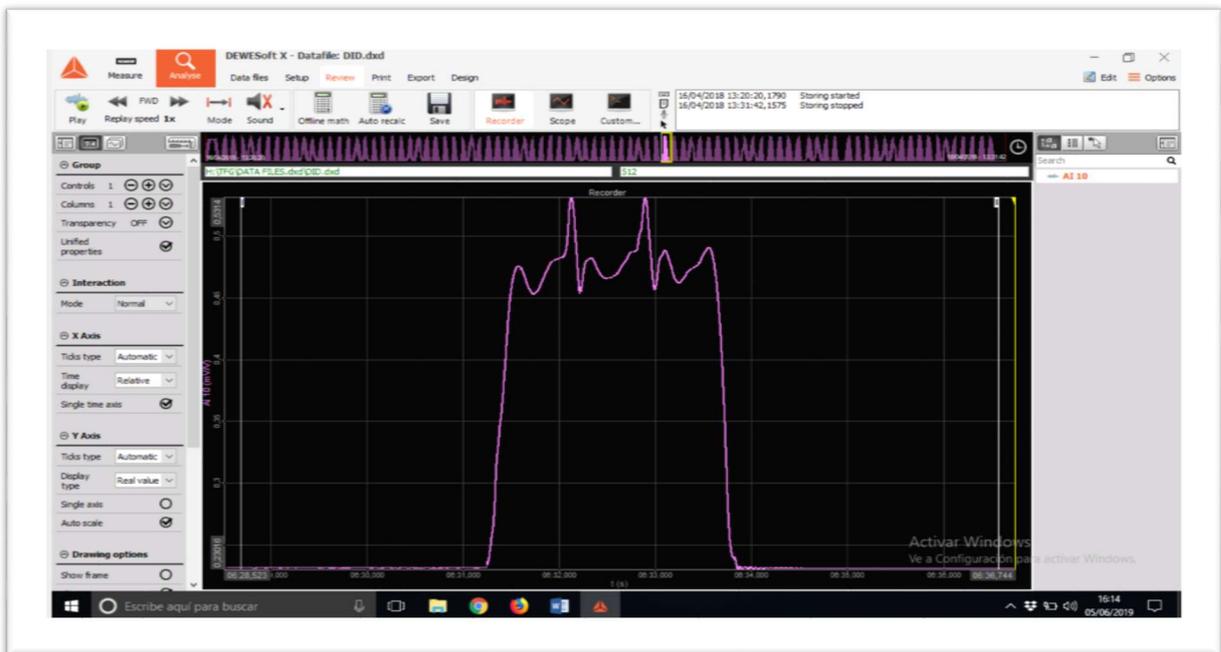


Figura 3.11.- Captura de pantalla del software DEWESoft con la captura de tres pasos en la plataforma de fuerza

Esta variación recogida en forma de grafica temporal es los denominados históricos periódicos de la marcha (Figura 2.2), objeto de este estudio.

Registro, caracterización y modelado de las fuerzas verticales inducidas al andar.

4. Experimentación

4.1. Configuración de los equipos

Para la realización de los ensayos, previamente se tuvo que realizar el montaje de cableado y configuración del software oportuno. El primer paso fue conectar la plataforma de fuerza al sistema de adquisición de datos, mediante la conexión del cableado de las células que confluyen en un cabezal hembra de Jack de 3,5 mm (Figura 3.7) con un cable de doble Jack macho, y al mismo tiempo, este último conectado con un cable Jack hembra que tiene una conexión DB9 en el otro extremo, que irá unido al sistema de adquisición de datos (Figura 3.10).

Una vez realizada la conexión, el siguiente paso fue configurar el software controlados del Sirius para una correcta lectura de los datos. Primero había que reconocer el canal que se estaba ocupando para la recogida de datos de los 16 totales que dispone Sirius. Mediante la pestaña /Measure/Ch.setup/analog in, donde se muestran todos los canales, y en la columna used se selecciona el que sea de nuestro interés. Como se observa en la Figura 4.1, se activa el canal número 10, que es el que está conectado a la plataforma.

ID	Used	C	Name	Ampl. name	Range	Measurement	Min	Values	Max	Physical quantity	Units	Zero	Setup
1	Unused		AI 1	DSI-ACC-0.16Hz	10000 mV	IEPE	-10000...	0,0	10000,00	Acceleration	m/s2	Zero	Setup
2	Unused		AI 2	DSI-ACC-0.16Hz	10000 mV	IEPE	-10000...	0,1	10000,00	Acceleration	m/s2	Zero	Setup
3	Unused		AI 3	DSI-ACC-0.16Hz	10000 mV	IEPE	-10000...	0,0	10000,00	Acceleration	m/s2	Zero	Setup
4	Unused		AI 4	DSI-ACC-0.16Hz	10000 mV	IEPE	-10000...	0,0	10000,00	Acceleration	m/s2	Zero	Setup
5	Unused		AI 5	SIRIUS-HD-STGS	10 V	Voltage	-10,00	-0,007	10,00		V	Zero	Setup
6	Unused		AI 6	DSI-ACC-0.16Hz	10000 mV	IEPE	-10000...	0,0	10000,00	Acceleration	m/s2	Zero	Setup
7	Unused		AI 7	DSI-ACC-0.16Hz	10000 mV	IEPE	-10000...	0,0	10000,00	Acceleration	m/s2	Zero	Setup
8	Unused		AI 8	DSI-ACC-0.16Hz	10000 mV	IEPE	-10000...	0,0	10000,00	Acceleration	m/s2	Zero	Setup
9	Unused		AI 9	DSI-ACC-0.16Hz	10000 mV	IEPE	-10000...	0,0	10000,00	Acceleration	m/s2	Zero	Setup
10	Used		AI 10	SIRIUS-HD-STGS	2 mV/V	Bridge	-2,00	0,231	2,00		mV/V	Zero	Setup
11	Unused		AI 11	SIRIUS-HD-STGS	10 V	Voltage	-10,00	-0,087	10,00		V	Zero	Setup
12	Unused		AI 12	SIRIUS-HD-STGS	10 V	Voltage	-10,00	0,000	10,00		V	Zero	Setup
13	Unused		AI 13	SIRIUS-HD-STGS	10 V	Voltage	-10,00	0,000	10,00		V	Zero	Setup
14	Unused		AI 14	SIRIUS-HD-STGS	10 V	Voltage	-10,00	-0,091	10,00		V	Zero	Setup
15	Unused		AI 15	SIRIUS-HD-STGS	10 V	Voltage	-10,00	0,000	10,00		V	Zero	Setup
16	Unused		AI 16	SIRIUS-HD-STGS	10 V	Voltage	-10,00	0,000	10,00		V	Zero	Setup

Figura 4.1.- Pantalla de selección de canales del sistema de adquisición de datos Sirius

Después de activar el canal que vamos a usar, había que configurarlo para una correcta lectura de la señal. De esta forma, haciendo clic en la casilla Setup se abre una ventana auxiliar que permite configurar los aparatos de medida (Figura 4.2). En este caso, se indicó que los transductores empleados eran de tipo puente de Wheatstone (Capítulo 2.2) ya que se trata de células de carga, además de otros parámetros como la frecuencia, el tipo de filtrado y el rango de la medida.

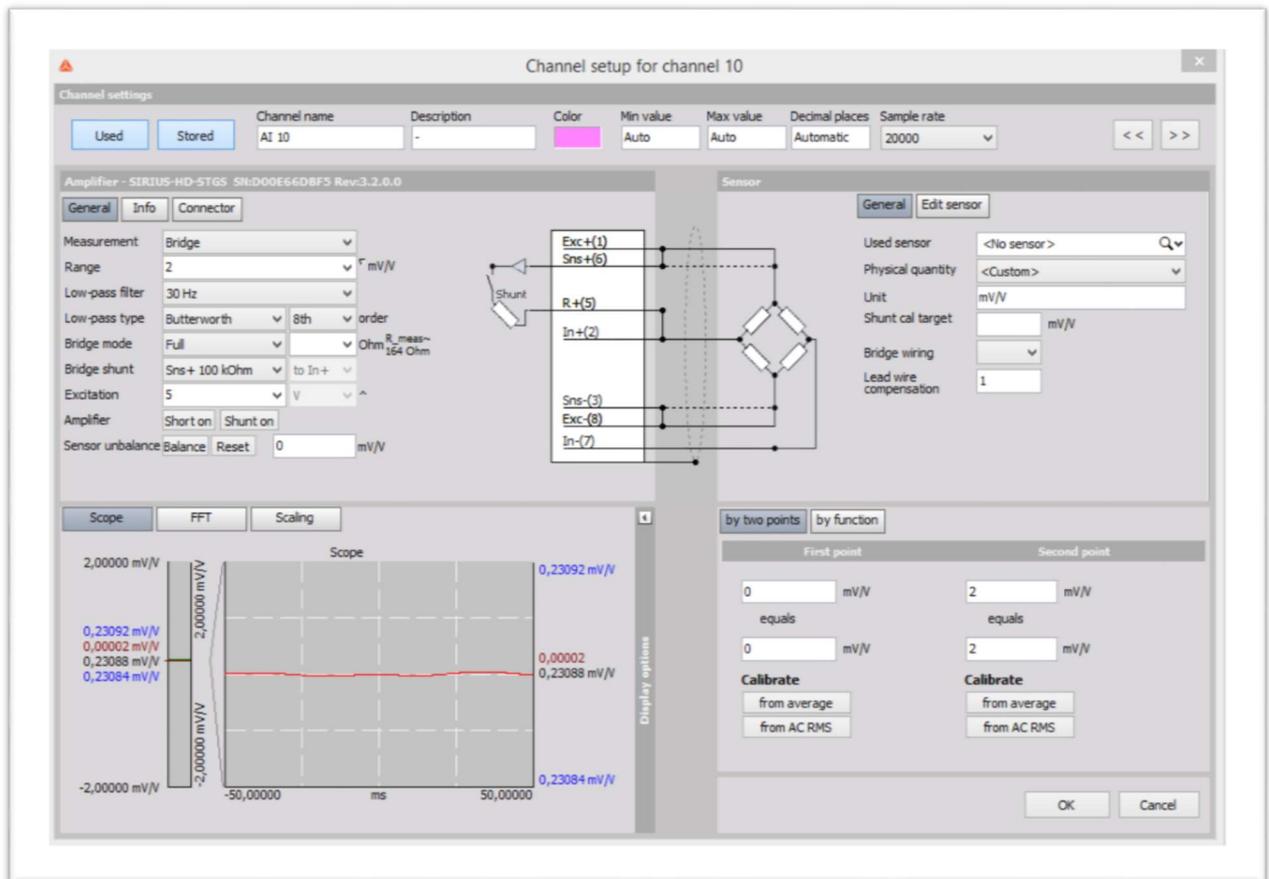


Figura 4.2.- Ventana auxiliar Setup para configurar un canal

A continuación, había que calibrar la señal recibida para una lectura real de la fuerza, ya que, por defecto, la señal recogida es en realidad una variación de medida de datos sin escala.

Para la calibración inicialmente se empleó el método de calibración por dos puntos, que consiste en determinar dos valores conocidos de fuerza y hacerlos coincidir con sus respectivos en la señal diferencias de tensión, en mV/V. De esta forma, nuestros valores conocidos serían que se ejerce una fuerza de 0 N para la ausencia de peso, y una fuerza de 509,6 N, correspondientes al peso corporal en reposo del sujeto en el momento del ensayo, 52 Kg. Para conseguir este último dato en la señal, el sujeto permanece estático unos segundos en la plataforma de fuerza, de esta forma se toma el dato de referencia y también

Experimentación

sirve para distinguirlo del resto de señales, que corresponderían al movimiento dinámico del sujeto, como se puede ver en la Figura 4.3.

Pero finalmente se optó por no calibrar la señal en esta fase del experimento, ya que se observaron ligeras variaciones en las medidas, pudiendo deberse a factores externos ajenos a nuestro control. En cambio, la señal será calibrada en la fase de procesamiento de los datos, como se detallará más adelante en el capítulo 5.1.

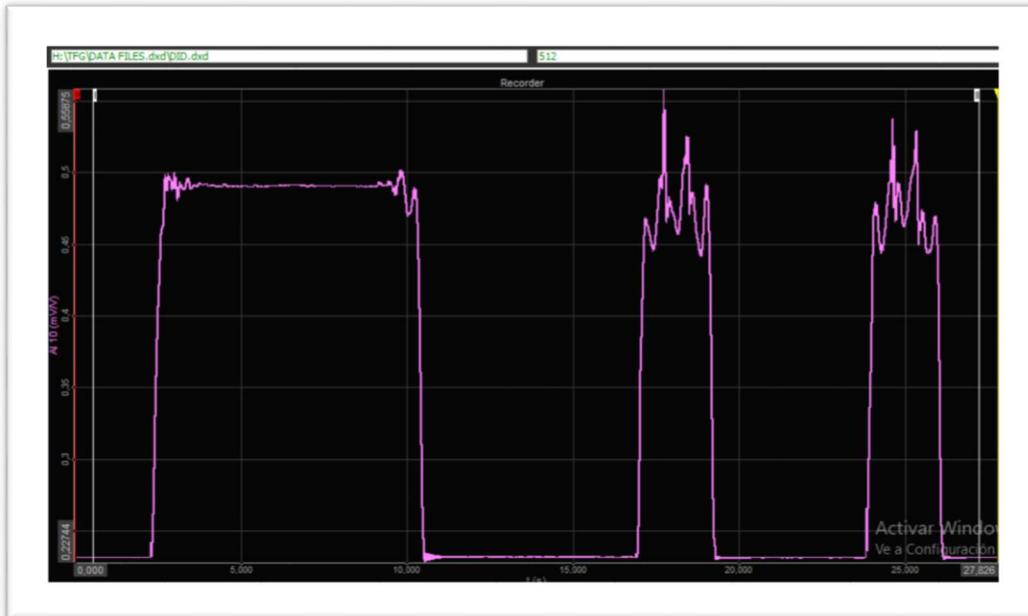


Figura 4.3.-Ejemplo de medida de fuerza del sujeto estático para tomar como referencia su peso.

Por último, antes de proceder a la toma de datos y una vez configurado el sistema, se determinan los últimos parámetros de muestreo, como la ubicación y nombre del archivo, las gráficas que aparecen en pantalla, sus magnitudes, el tipo de escala (logarítmica o lineal) y la frecuencia con la que se registran los datos. Este último parámetro determinará la cantidad de datos registrados por segundo. Para nuestro estudio se ha escogido una frecuencia de recogida de datos de 512. La explicación de esta cifra es que facilitará el procesamiento de los datos en el software que utilizaremos más adelante (MatLab) al ser un número exponencial de 2, además, las cifras exponenciales inmediatamente inferior y superior a la elegida suponían una frecuencia de recogida de datos inferior y excesiva respectivamente a lo requerido para este estudio.

4.2. Ensayos

Para llevar a cabo el estudio se han utilizado la plataforma de fuerza, la aplicación para dispositivos móviles Metronome Beats y el equipo de adquisición de datos Sirius HD-STG, detallados anteriormente en el capítulo 3.1.2.

Para trabajar con una población de datos lo más fiable posible, todos los ensayos realizados en este estudio han sido llevados a cabo en el Laboratorio de Estructuras de la EII, UVa, en condiciones controladas:

- ♦ Temperatura y humedad.
- ♦ Mismo calzado en todos los ensayos.
- ♦ Ritmo de paso constante y natural, adecuado con un metrónomo.
- ♦ Continuidad de la plataforma, antes y después de la medida, para que el entorno del ensayo sea lo más natural posible y asegurar la normalidad del paso.

A continuación, se muestra un diagrama de bloques que detalla el proceso de obtención de datos:



Figura 4.4.-Diagrama de proceso de obtención de datos

Experimentación

En la fase del ensayo estático, como se ha explicado en el capítulo 4.1, el sujeto permanece unos segundos inmóvil, el tiempo necesario para que se establezca la señal, sobre la plataforma para que pueda recoger su peso.

En la fase del ensayo dinámico, el sujeto comienza a caminar sobre la primera de tres plataformas al ritmo del metrónomo, anteriormente adecuado a su ritmo natural de paso. Se debe calcular para que quepan los tres pasos en la plataforma. Una vez se ha completado el paseo desde la primera hasta la tercera plataforma, el sujeto vuelve al punto de origen en la primera plataforma para repetir el ciclo.

Siguiendo el mismo procedimiento se han llevado a cabo dos ensayos distintos:

- ♦ Registro de un paso derecho.
- ♦ Registro de un paso izquierdo.
- ♦ Registro de tres pasos consecutivos, primero el pie derecho.
- ♦ Registro de tres pasos consecutivos, primero el pie izquierdo.

4.2.1. Registro de un paso derecho

En este ensayo, el sujeto ha realizado una serie de pisadas individuales del pie derecho en la plataforma de fuerza. Para asegurar la continuidad del entorno y mayor naturalidad del paso, se colocaron dos plataformas al lado izquierdo de la plataforma de fuerza de la misma altura, de tal forma que sujeto comienza a caminar en una de estas plataformas, así cuando pisa en la plataforma de fuerza, el paso registrado es continuo dentro del paseo, ya que, si se registrara el primer paso, al partir del reposo, es diferente al resto.

De esta forma se ha obtenido una serie de señales que presentan la forma que se puede ver en la Figura 4.5:

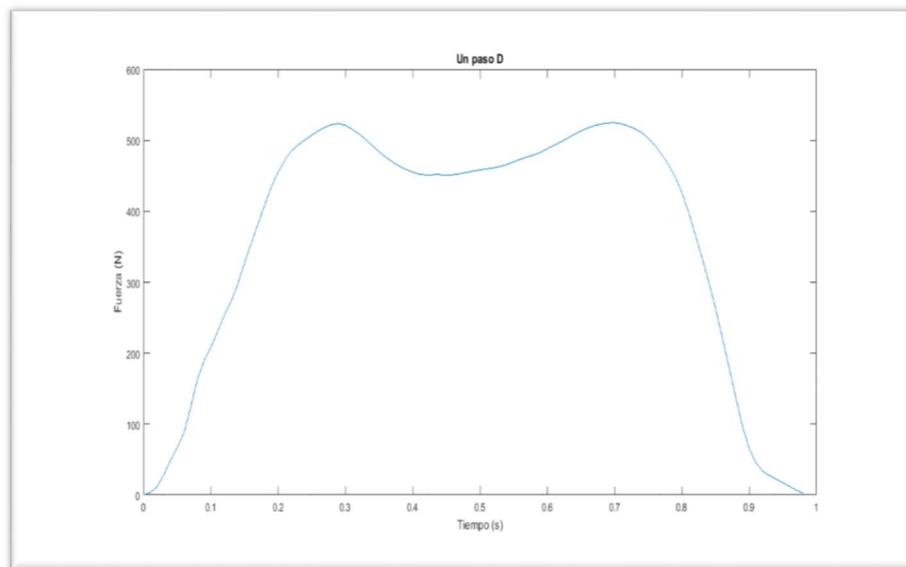


Figura 4.5.- Representación de la fuerza ejercida al pisar la plataforma con un paso derecho

Se observa la fuerza ejercida por un peatón sobre la plataforma, que se asemeja, de forma cualitativa, a la señal esperada en base a la teoría de las GRFs [1], presentando una cierta simetría, con dos máximos de similar altura y un mínimo relativo en el medio.

En este ensayo se han recogido un total de 287 pasos válidos.

Experimentación

4.2.2. Registro de un paso izquierdo

Análogamente al apartado anterior, se ha realizado el mismo ensayo con el pie izquierdo, se observan resultados similares en la Figura 4.6:

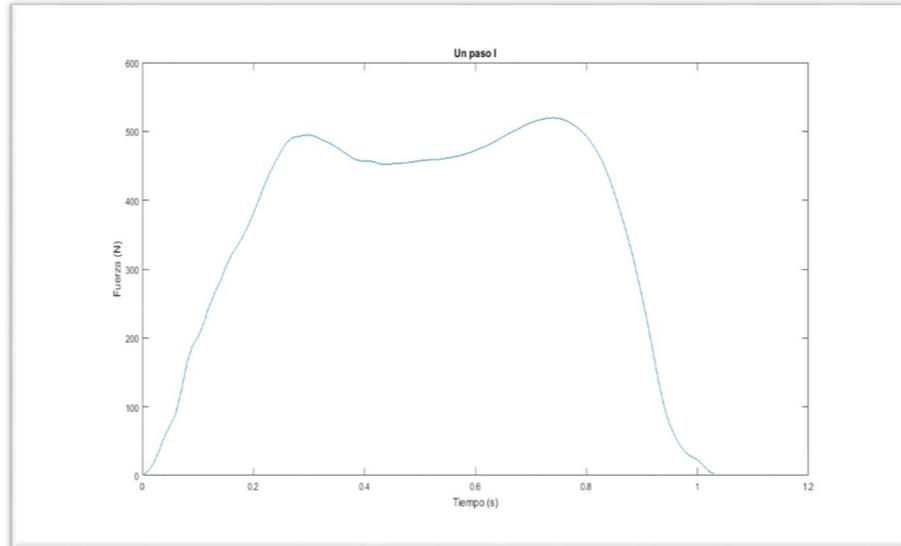


Figura 4.6.-Representación de la fuerza ejercida al pisar la plataforma con un paso izquierdo

En este ensayo se han recogido un total de 206 pasos válidos.

4.2.3. Registro de tres pasos consecutivos, primero el pie derecho

En este ensayo, el sujeto ha realizado una serie de paseos sobre la plataforma, registrando la primera pisada del pie derecho, y un total de tres pisadas en cada paseo. Para asegurar la continuidad del entorno y mayor naturalidad del paso, se colocaron dos plataformas al principio y al final de la plataforma de fuerza de la misma altura. El sujeto comienza el paseo en la primera plataforma, de forma que cuando pisa en la plataforma de fuerza, la señal registrada pertenece a un paseo continuo, ya que, si se registrara el primer paso del paseo, al partir del reposo, el primer paso es diferente al resto.

La señal obtenida tiene una evolución de la fuerza como cabría esperar. Como se puede observar en la Figura 4.7, la señal describe la forma típica de estas funciones, presentando una tendencia cíclica.

Para interpretar esta grafica es necesario tener en cuenta que corresponde a la superposición de las gráficas obtenidas anteriormente de cada pie por separado (capítulos 4.2.1 y 4.2.2), es decir, que en el momento en el que los dos pies están en contacto con el suelo, las fuerzas de cada pie por separado se suman. De esta forma, los dos máximos de la función corresponden con estos momentos, es decir, la transición de un pie a otro. Además, esta es la fase en la que se produce el impulso, por lo que en el instante inmediatamente posterior se produce un descenso brusco en la señal.

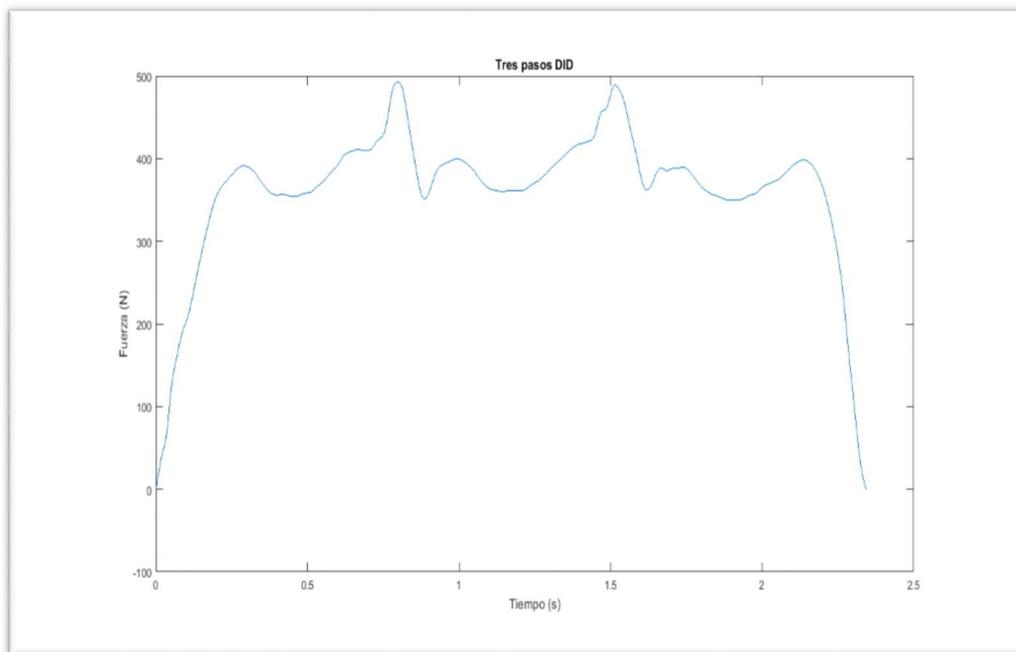


Figura 4.7.- Representación de la fuerza ejercida correspondientes a los pies derecho, izquierdo y derecho.

En este ensayo se han recogido un total de 194 paseos válidos.

Experimentación

4.2.4. Registro de tres pasos consecutivos, primero el pie izquierdo

De la misma forma que en el apartado anterior, se ha realizado el mismo ensayo, pero registrando la primera pisada del pie izquierdo. En la Figura 4.8 se observa que la señal registrada es similar:

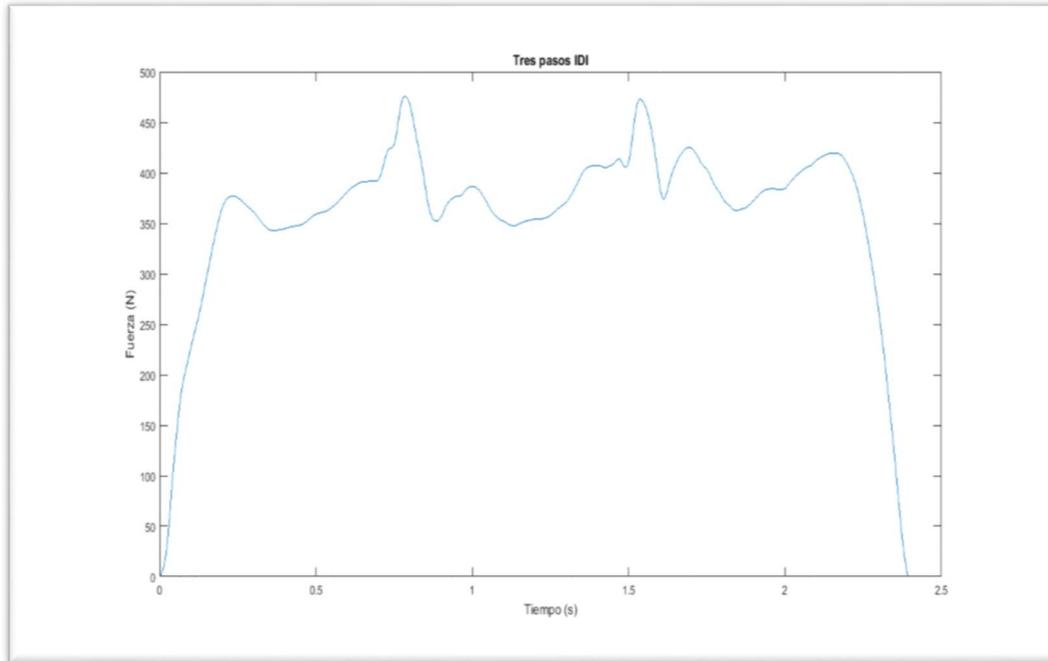


Figura 4.8.- Representación de la fuerza ejercida correspondientes a los pies izquierdo, derecho e izquierdo.

En este ensayo se han recogido un total de 211 paseos válidos.

Registro, caracterización y modelado de las fuerzas verticales inducidas al andar.

5. Caracterización

5.1. Procesamiento de datos

A continuación, se va a detallar el proceso de análisis obtenido en los ensayos mencionados anteriormente. Se ha decidido emplear el software MATLAB debido a que es un sistema de cómputo numérico que satisface las necesidades de este estudio, además de ser el empleado en varias asignaturas cursadas en el Grado de Ingeniería en Tecnologías Industriales. Ofrece un entorno de desarrollo con un lenguaje de programación propio, por lo que da la capacidad de escribir un código específico adecuado a este estudio.

Los archivos de código de Matlab mencionados se encuentran detallados en el anexo.

En primer lugar, para manejar los datos en Matlab, necesitamos exportarlos desde el software DEWESoftX3 en formato Microsoft Access Table Shortcut (.mat). Para ello, desde la pantalla principal, mediante la pestaña /Analyse/Expot/File export, donde se muestran todos los tipos de fichero en los que se pueden exportar los datos. En esta pestaña se selecciona el tipo de fichero, y se elige de entre todas las carpetas, qué ficheros exportar.

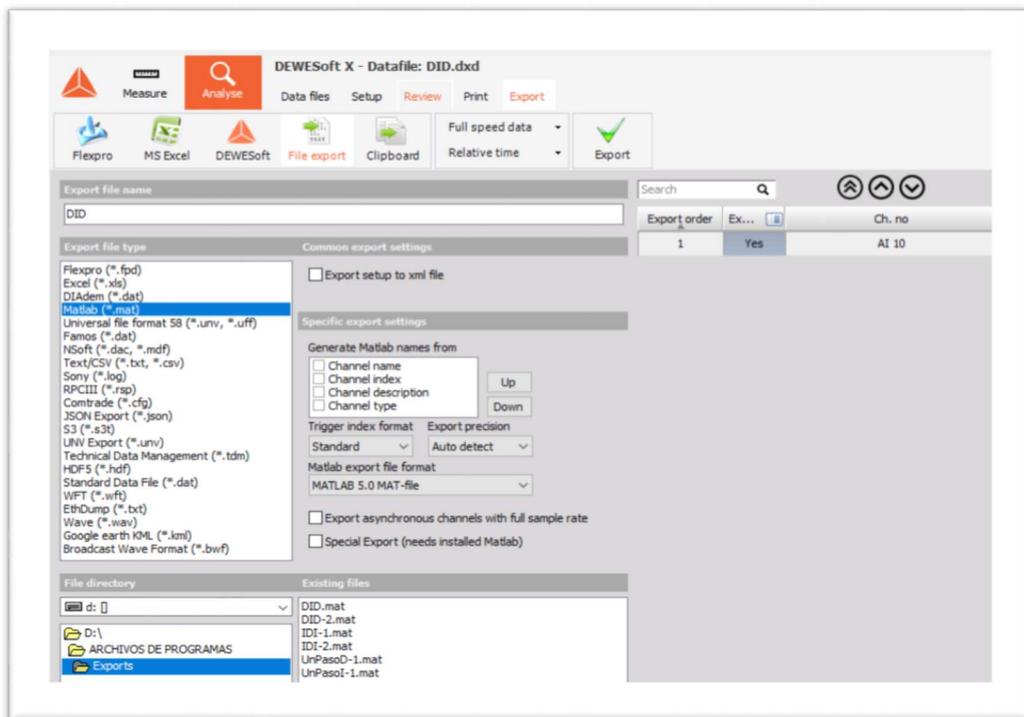


Figura 5.1.-Pantalla de exportación de datos del software DEWESoftX3

En segundo lugar, se procede a escribir el código en Matlab. Se escriben cuatro códigos distintos, uno para cada ensayo, pero para los ensayos 4.2.1 y 4.2.2, el código solamente difiere en el nombre de los archivos que se cargan; los mismo que para los ensayos 4.2.3 y 4.2.4.

Primero se escribe una función que aísle cada paso para estudiarlos. El método consiste en buscar los instantes inicial y final de los pasos dentro de un registro donde hay muchos. La función llamada “buscaPasos” es la que se encargará de esta parte, con los siguientes parámetros de entrada: umbral mínimo que debe alcanzar la señal para considerar un paso (umMin), valor que debe alcanzar la señal al que deberían llegar todos los pasos (umMax), número de puntos extra a considerar antes y después del corte (Nextra), y máxima duración de un paso en segundos (Tmax).

De esta forma, además de conseguir los tiempos inicial y final de los pasos, se filtra la señal, eliminando la fase estática del ensayo para el estudio, y los pasos atípicos, como los debidos a un tropiezo o pérdida de la estabilidad, por ejemplo.

Una vez definida la forma de tratar los datos, se escribe el código para cada ensayo. Para empezar, se cargan los ficheros que se van a utilizar en cada código. A continuación, se definen los parámetros de la función “buscaPasos” y se calibra la señal, ayudándose de la representación gráfica del conjunto de datos para elegir adecuadamente los puntos de interés. Seguidamente, se representan en distintas graficas los datos completos, un paso o paseo aislado, y finalmente el conjunto de pasos o paseos superpuestos.

En la Figura 5.2, correspondiente al inicio de la recogida de datos para un paso derecho, se distinguen con claridad las fases estática y dinámica del ensayo:

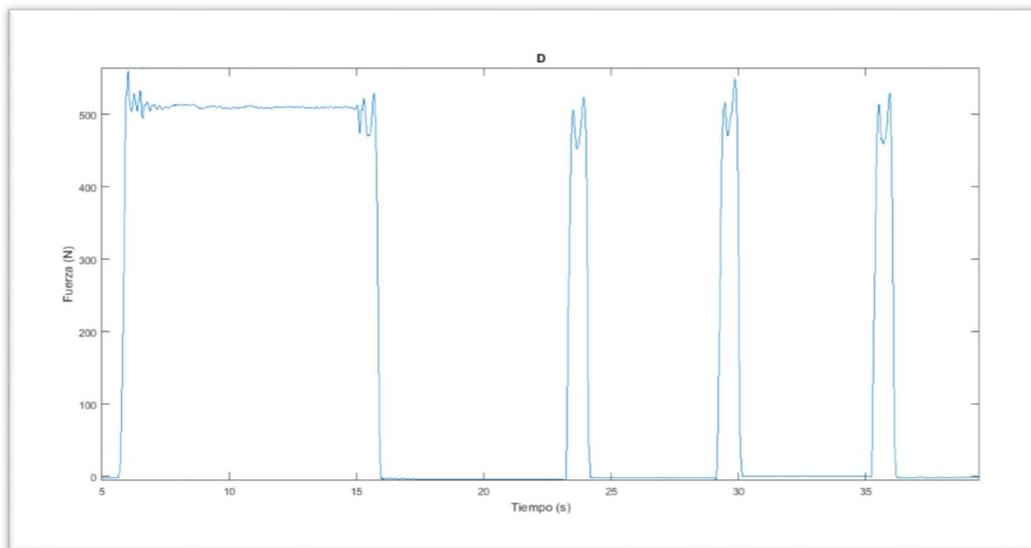


Figura 5.2.- Representación gráfica del inicio de recogida de datos de un paso derecho

Caracterización

A continuación, se obtiene la gráfica de la Figura 4.5, que permite apreciar la forma que toma la señal de la fuerza ejercida sobre un peatón sobre la plataforma.

Y finalmente, se obtiene la Figura 5.3, del conjunto de pasos derechos superpuestos, centrados en el centro de gravedad de cada curva, donde se puede ver la variabilidad del paso de un mismo peatón, pero manteniendo constante la forma que la señal adopta.

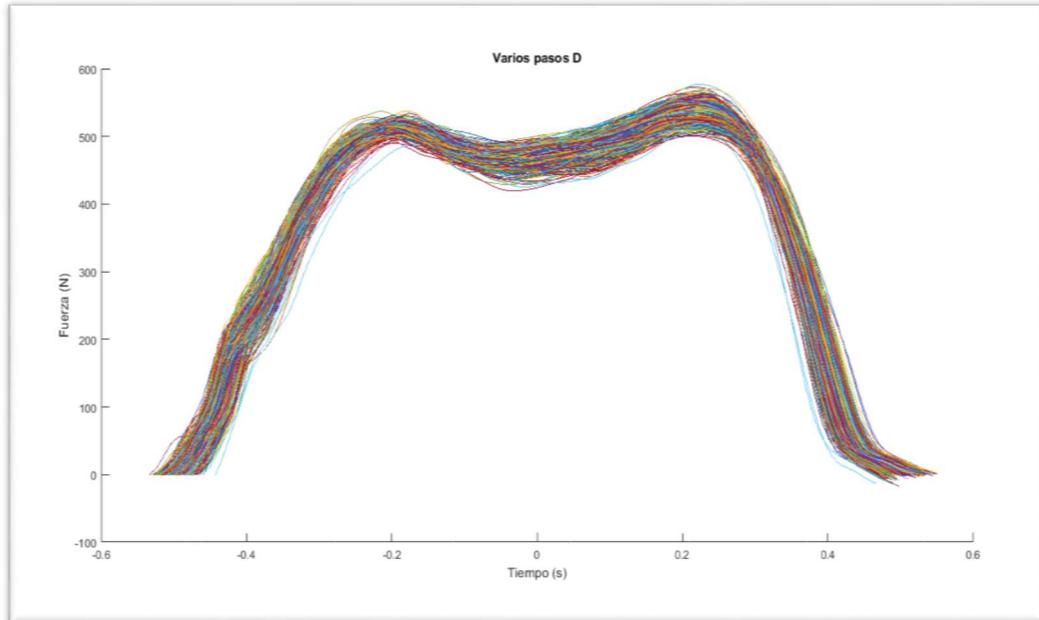


Figura 5.3.-Representación gráfica de los datos recogidos de un paso derecho superpuestos

De esta fase del procesamiento de los datos, también se obtienen el número de pasos viables para cada ensayo, detallados en el apartado 4.2.

5.2. Aproximaciones del modelo

Con el fin de modelar una función de acuerdo a nuestros datos recogidos, se han explorado diferentes opciones. Se supone una distribución normal a partir de la tendencia de los datos recogidos, lo que reduce los datos recogidos en términos de media muestral y desviación típica.

5.2.1. Aproximación de Fourier (Setra)

Haciendo uso de este estudio, se va a aplicar a los datos recogidos experimentalmente. De acuerdo al estudio, los datos experimentales muestran una tendencia periódica, caracterizado fundamentalmente por la frecuencia, medido en número de pasos por segundo. Para un paseo normal del sujeto sometido a los ensayos, se estima una frecuencia que puede ser descrita por una distribución normal, con media de 1.33 Hz y una desviación típica de 0.13 Hz, tomando un 10% del valor medio.

La función periódica $F(t)$, puede resolverse en una serie de Fourier, la cual es una parte constante aumentada por una suma infinita de fuerzas armónicas. La suma de todas las contribuciones unitarias de los términos de esta suma devuelve el efecto total de la acción periódica.

$$f(t) = G_0 + G_1 \sin 2\pi f_m t + \sum_{i=2}^n G_i \sin(2\pi f_m t - \varphi_i) \quad (5.1)$$

Donde G_0 : fuerza estática (peso del sujeto para la componente vertical),

G_1 : amplitud del primer armónico,

G_i : amplitud del i-ésimo armónico,

f_m : frecuencia de paso,

φ_i : ángulo de fase del i-ésimo armónico en relación con el primero,

n : número de armónicos tenidos en cuenta [8].

Se necesita saber la amplitud y el ángulo de fase de los armónicos, así como cuántos hay. Para ello se analiza la señal mediante una Transformada Rápida de Fourier (FFT) que proporciona información sobre los armónicos.

Se utiliza el software Sigview. Para esta aproximación se usan los datos recogidos en el ensayo 4.2.3. Primero, se transforman los datos en formato .txt, para ello se aíslan unos pasos, se extraen sus componentes de fuerza y se copian en un documento de texto. Para aplicar la transformación FFT, se selecciona la opción "Signal tools/FFT". Se crea una ventana de resultados de FFT que contiene el resultado de acuerdo con los valores espectrales dados:

Caracterización

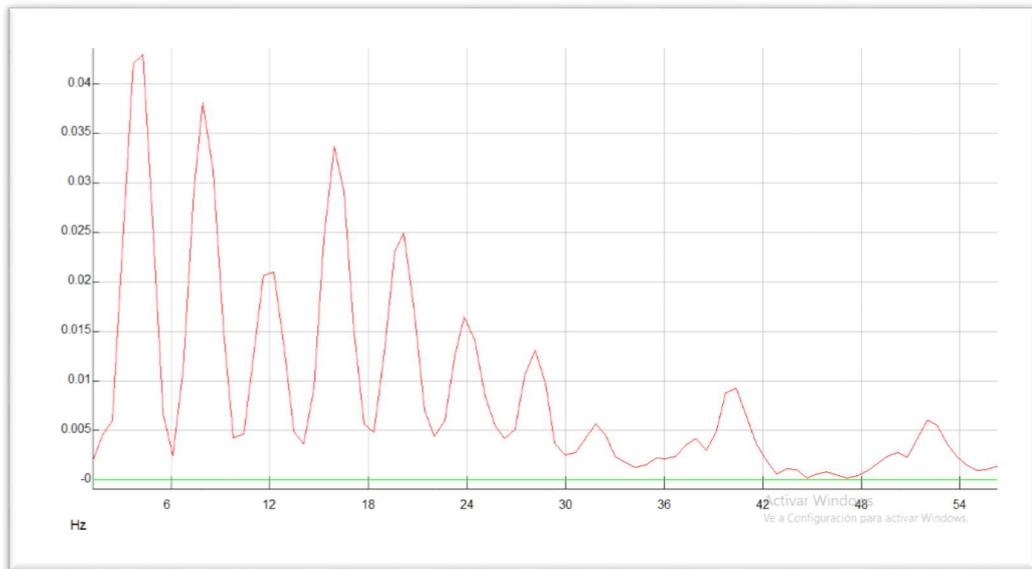


Figura 5.5.-Gráfica FFT

En la Figura 5.5 se observa la amplitud de los distintos armónicos que tiene la función. Se tendrán en cuenta los tres primeros armónicos. De esta forma se obtienen los parámetros que se introducen en la ecuación (5.1) y se representa la función:

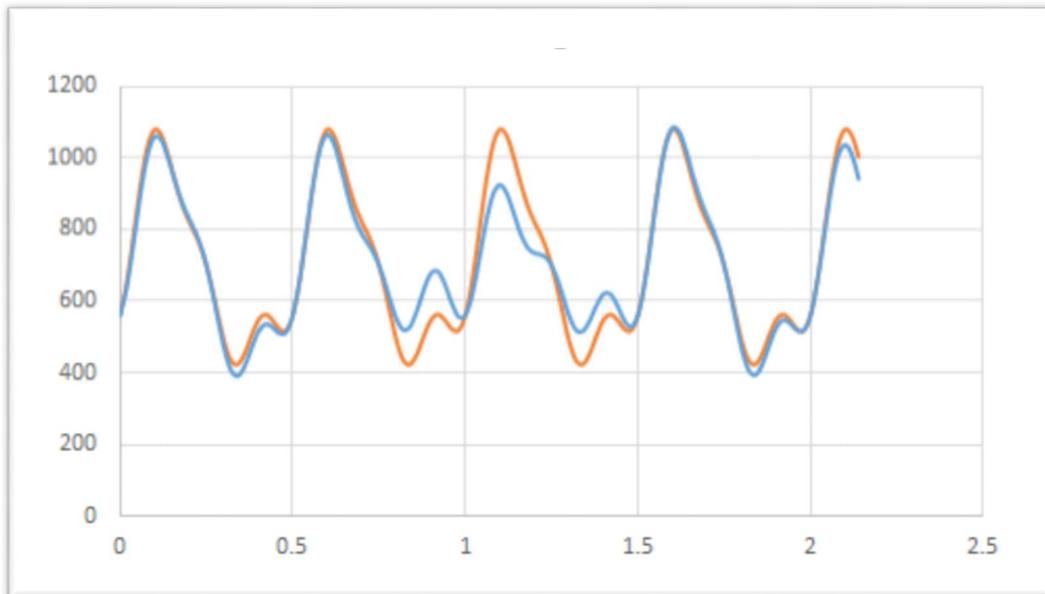


Figura 5.4.-Gráfica de la aproximación mediante el método planteado por Setra

En la Figura 5.4 se observan dos curvas superpuestas, fruto de la aleatoriedad que se ha impuesto al término G_1 . Representa una señal claramente determinista en cuanto a la forma y valores.

Registro, caracterización y modelado de las fuerzas verticales inducidas al andar.

5.2.2. Aproximación mediante Spline

Se ha optado por una aproximación del modelo mediante Spline. Se utilizan los ensayos de tres pasos consecutivos, recogido en el apartado 4.2.3. De esta forma se tendrá en cuenta en el estudio la implicación de la dependencia de un paso respecto del anterior.

Los datos completos recogidos en este ensayo se ven en la Figura 5.6, donde se observa claramente la tendencia de la señal:

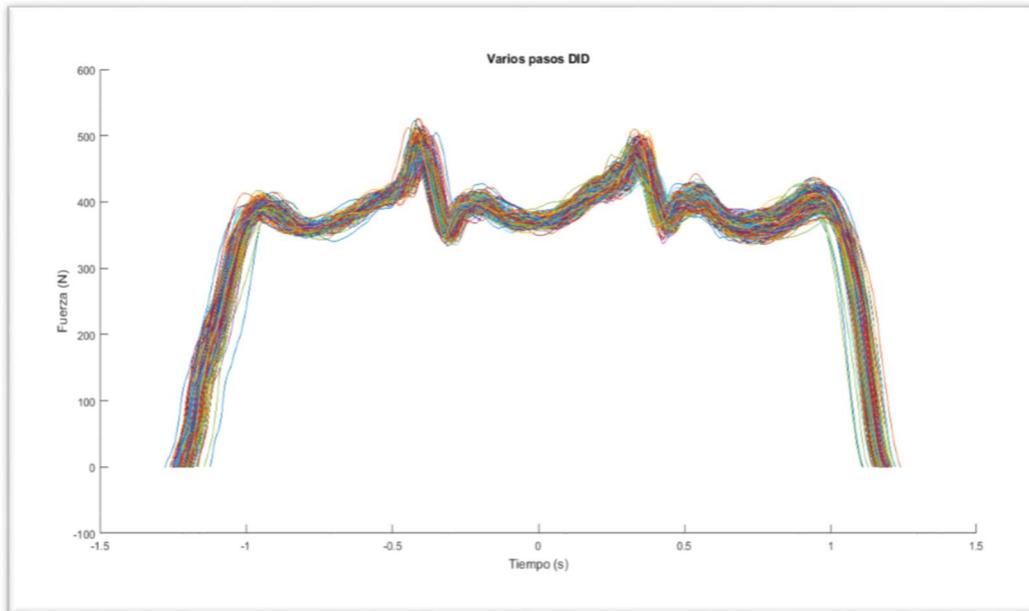


Figura 5.6.-Representación de todos los paseos recogidos

Usando la herramienta de Matlab “curve fitting”, Figura 5.7, se aproxima la curva mediante Spline, con un ajuste del 0.99999.

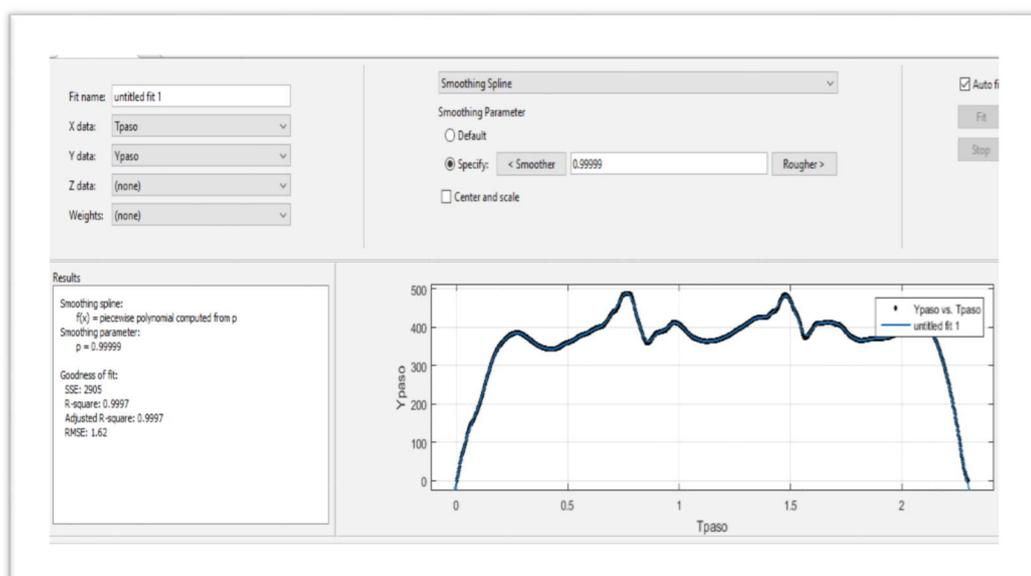


Figura 5.7.-Ventana auxiliar "curve fitting" en Matlab, ajuste mediante Spline

Caracterización

De esta forma, se exporta el código del Spline a un nuevo código llamado "AjusteSplineDID", donde se han procesado todos los datos para este modelo. En la siguiente figura se puede ver cómo se ajusta la aproximación mediante Spline a la señal obtenida experimentalmente:

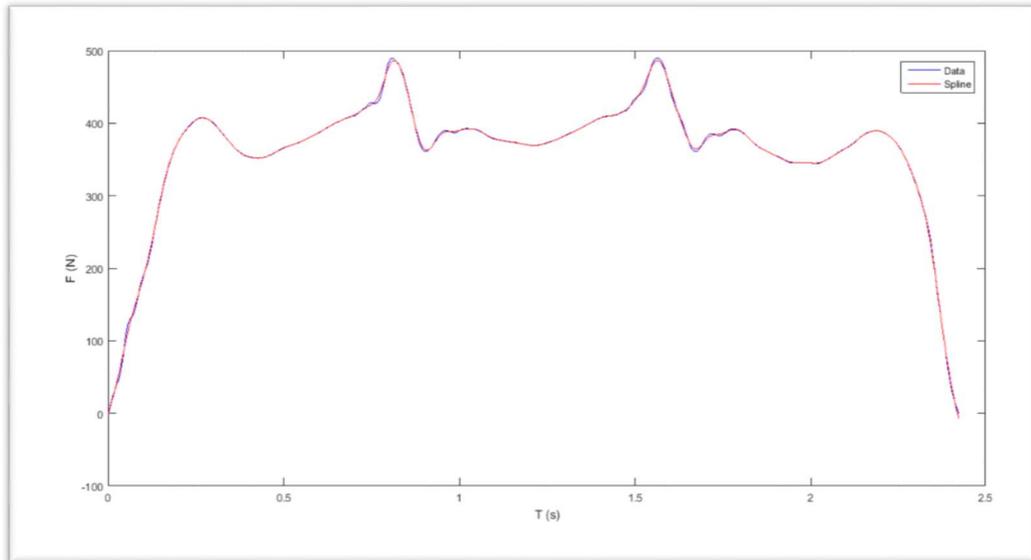


Figura 5.8.-Gráfica comparativa de la señal experimental y el ajuste matemático

Observando la Figura 5.8, se aprecia que la función Spline consigue un buen ajuste a los datos experimentales.

Para continuar, se aplica la función al resto de paseos, obteniendo así un conjunto de paseos modelados matemáticamente:

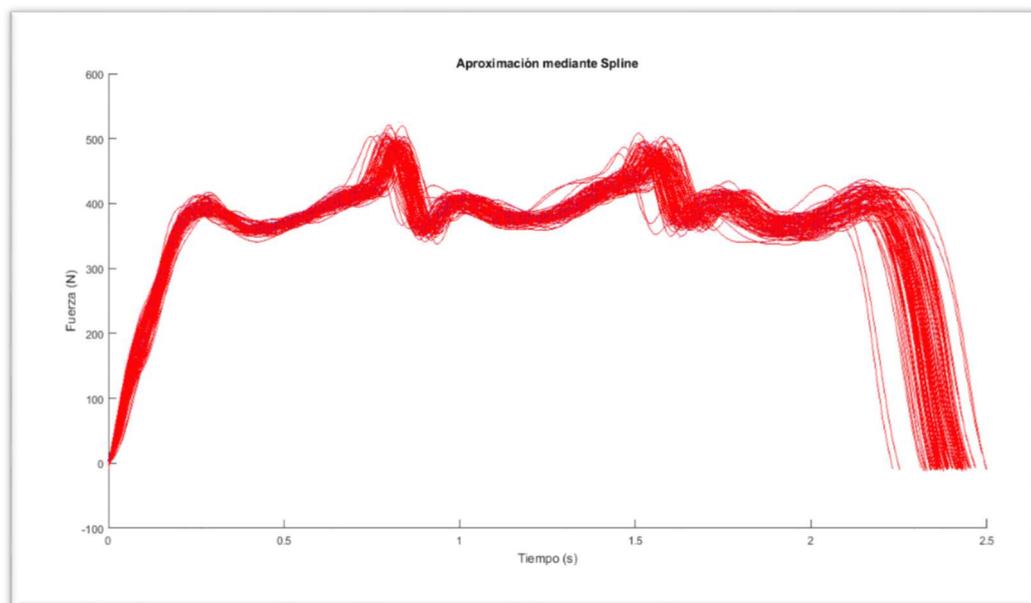


Figura 5.9.-Representación gráfica de las aproximaciones matemáticas de todos los paseos

En la Figura 5.9 se observa que las curvas no están centradas, como ocurre en la Figura 5.6, ya que en esta última se ha obtenido el centro de gravedad de cada curva y se han hecho coincidir. La razón por la que no es posible usar este método con las curvas modeladas es porque la salida de la función está en formato “cfit”, es decir, la gráfica en sí, no hay componente x que se pueda modificar.

De la misma manera que no se pueden modificar las componentes, este método no devuelve valores concretos, sino un polinomio por partes que no detalla. Por todo esto no es posible realizar un estudio estadístico para este método y, por consiguiente, crear números pseudoaleatorios que puedan reproducir la señal.

5.2.3. Aproximación de Fourier (Matlab)

Haciendo uso de la herramienta de Matlab “curve fitting”, Figura 5.10, se ha modelado cada paso individualmente en forma de una serie de Fourier, recogido en el código llamado “PaseoFourier”, detallado en el anexo. Esta herramienta permite exportar el código de la función para así trabajar con ella de una forma más extendida.

Además, permite determinar el grado de aproximación para cada curva, eligiendo la que más se ajuste a los datos experimentales. Cuanto mayor sea el grado de la serie, mayor cantidad de términos tendrá la ecuación y, por tanto, mayor complejidad. Teniendo en cuenta esto, se elegirá el menor grado posible que ofrezca una correcta aproximación.

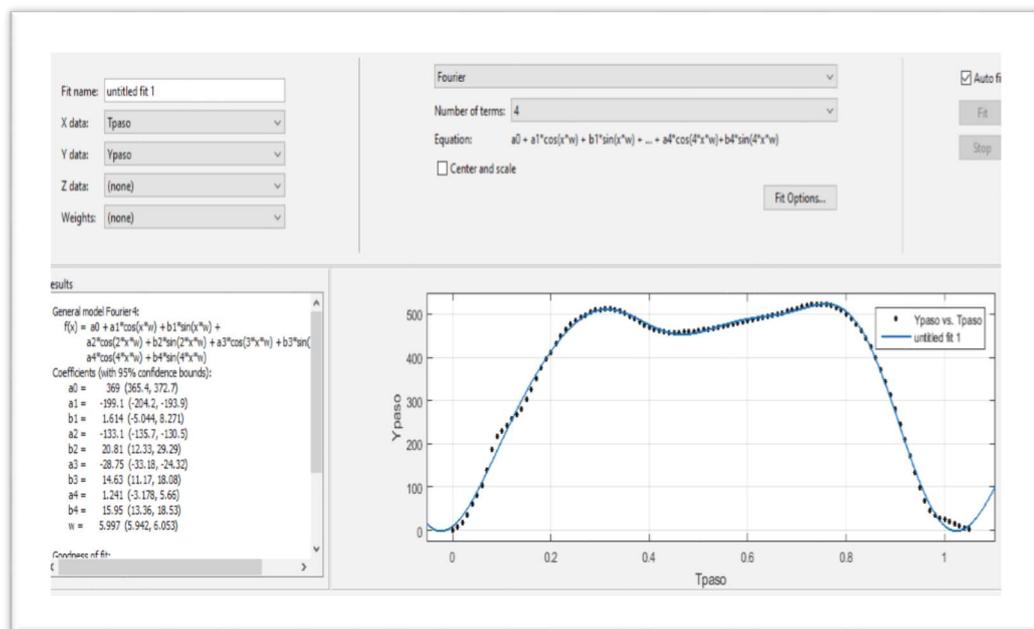


Figura 5.10.-Ventana auxiliar "curve fitting" en Matlab, ajuste mediante Fourier

De esta forma, para el ensayo de un paso, el mínimo grado para una mejor aproximación es la serie de Fourier de 4 términos (que desglosados en senos y cosenos son un total de diez), de la forma:

$$f(x) = a_0 + a_1 \cos xw + b_1 \sin xw + a_2 \cos 2xw + b_2 \sin 2xw + a_3 \cos 3xw + b_3 \sin 3xw + a_4 \cos 4xw + b_4 \sin 4xw \quad (5.2)$$

En la Figura 5.11 se aprecia el ajuste de la función a los datos recogidos en el ensayo, donde la línea continua en color rojo representa la curva ajustada mediante la serie de Fourier, y la línea discontinua de puntos azules representa los datos experimentales para un paso:

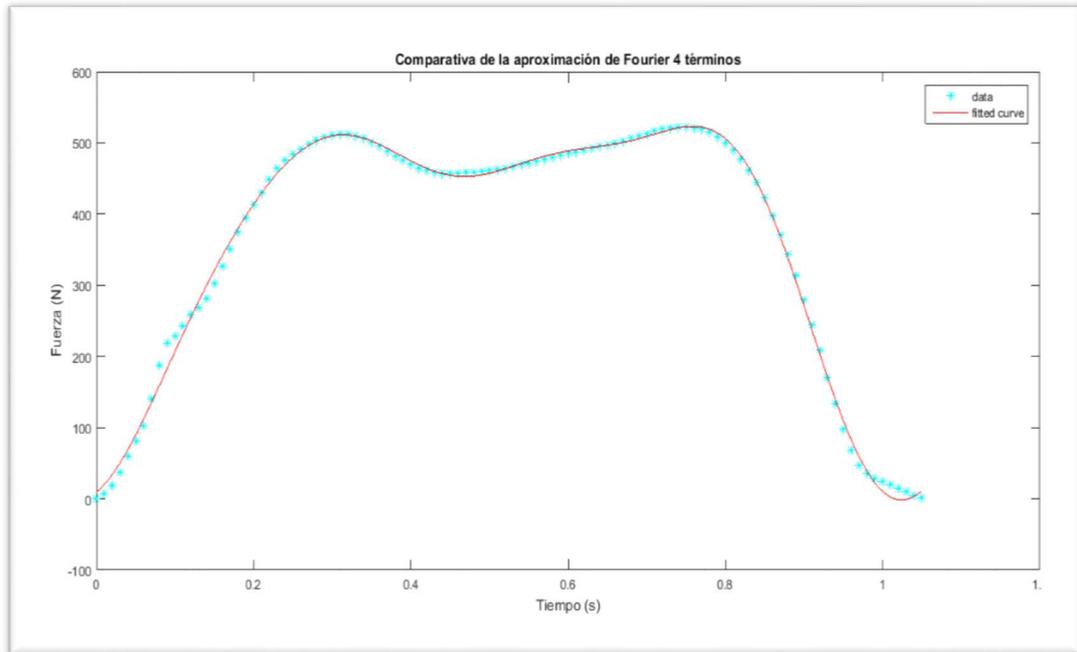


Figura 5.11.-Gráfica comparativa de la señal real y la curva ajustada para un paso derecho

En cambio, para el ensayo de tres pasos, la curva es más compleja y se ha ajustado a la serie de Fourier de 8 términos, de la siguiente forma:

$$\begin{aligned} f(x) = & a_0 + a_1 \cos xw + b_1 \sin xw + a_2 \cos 2xw \\ & + b_2 \sin 2xw + a_3 \cos 3xw + b_3 \sin 3xw \\ & + a_4 \cos 4xw + b_4 \sin 4xw + a_5 \cos 5xw \\ & + b_5 \sin 5xw + a_6 \cos 6xw + b_6 \sin 6xw \\ & + a_7 \cos 7xw + b_7 \sin 7xw + a_8 \cos 8xw \\ & + b_8 \sin 8xw \end{aligned} \quad (5.3)$$

A pesar de elevar el grado al máximo que ofrece el software, no se consigue un buen ajuste, principalmente en los picos máximos, como se puede ver en la Figura 5.12, donde la línea continua en color rojo representa la curva ajustada mediante la serie de Fourier, y la línea discontinua de puntos azules representa los datos experimentales para un paso:

Caracterización

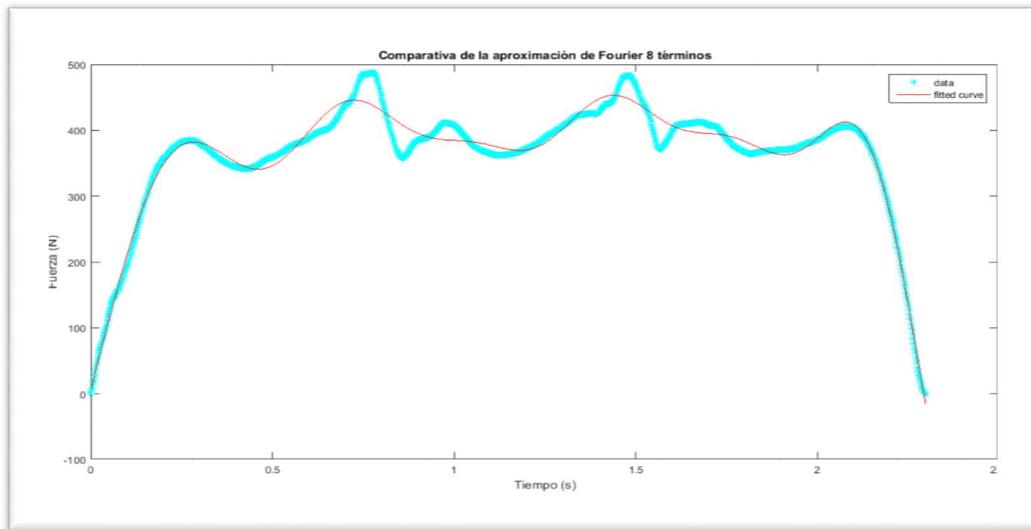


Figura 5.12.-Gráfica comparativa de la señal real y la curva ajustada para tres pasos derecho, izquierdo, derecho

Debido a esto, para elaborar el modelo matemático se utilizan los datos correspondientes a los ensayos de un paso, con el fin de modelar un paseo de la forma más exacta posible.

Una vez exploradas las opciones para modelar mediante una serie de Fourier, el siguiente paso es crear pasos independientes matemáticamente. Para esto se ha obtenido una curva mediante la serie de Fourier para cada paso, y se ha realizado un estudio estadístico de cada término. Con la media y la desviación típica de estos datos, se crea una distribución normal, de la que se obtendrá un número aleatorio. Así se consigue que las curvas generadas sean aleatorias, pero acotadas a unos valores hallados experimentalmente, además de seguir una distribución normal. En la Figura 5.13 se observan las curvas generadas matemáticamente para cada paso derecho e izquierdo:

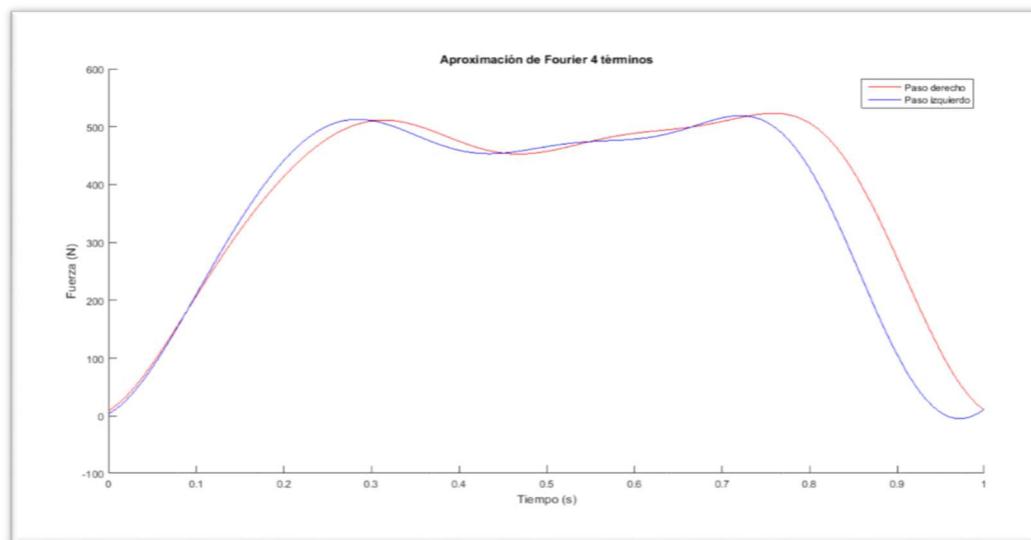


Figura 5.13.-Gráfica de un paso derecho e izquierdo generado matemáticamente

Finalmente, superponiendo pie derecho e izquierdo sucesivamente, se obtiene matemáticamente la fuerza registrada en un paseo. El instante en el que el segundo pie entra en contacto con el suelo será el retardo que lleve la segunda función. Viene dado por las 80 pulsaciones por minuto adecuadas al paso normal del sujeto del ensayo, medidas con un metrónomo. De esta forma se da un paso cada 0.75 segundos aproximadamente, por lo que este valor también se somete a un cálculo con distribución normal de media y desviación promediadas.

El resultado final es el que se muestra en la Figura 5.14, donde se observa cada paso derecho e izquierdo. La suma de estas dos curvas se corresponde con la fuerza asociada al paseo normal que ejerce el sujeto analizado.

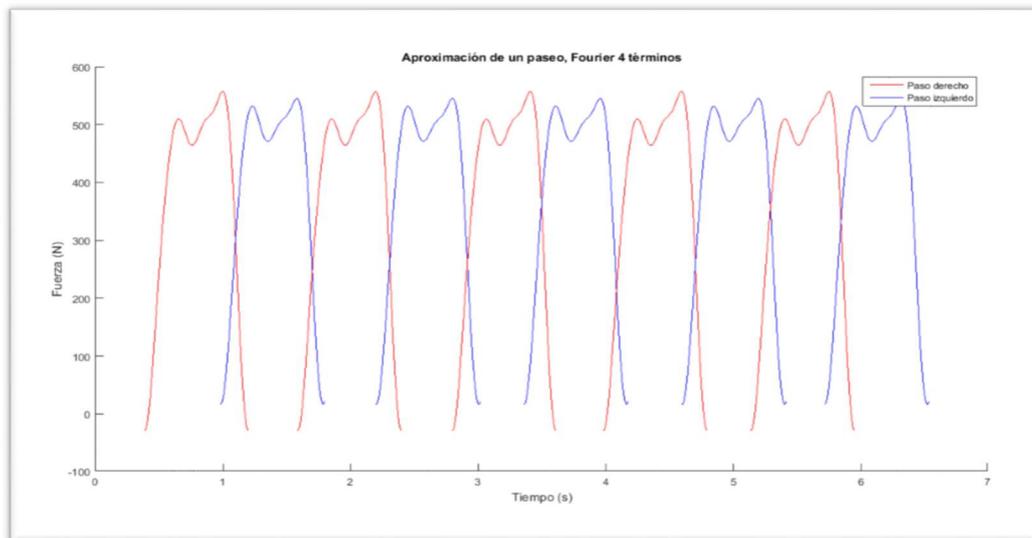


Figura 5.14.-Grafica de un paseo generada matemáticamente

El resultado obtenido es una curva que describe matemáticamente el paso del sujeto, de una forma aleatoria, pero con una alta fiabilidad al cumplir con una distribución normal.

Se puede concluir que la curva se ajusta a los datos recogidos experimentalmente, pero al depender de muchos parámetros no resulta práctica y se pierde el punto de vista físico, haciendo difícil su parametrización con parámetros que tengan significado físico. Además, en este método se ha tomado cada paso obtenido de manera individual, por lo que no se tiene en cuenta la dependencia de un paso respecto del anterior.

6. Conclusiones y líneas futuras

En el presente trabajo, se ha realizado un estudio de las fuerzas verticales inducidas en la marcha humana. Se han cumplido los objetivos principales, que eran el registro de datos experimentales, la caracterización de la marcha humana y el modelado de una función que sea equivalente a los datos experimentales.

En una primera fase se han registrado, en distintos ensayos, las fuerzas que induce un sujeto al andar sobre una plataforma de fuerza. Satisfactoriamente, la señal recogida es bastante uniforme y se asemeja de forma cualitativa a la señal esperada en base a la teoría de las GRFs [1].

En una segunda fase se ha analizado la señal recogida y se han estudiado diferentes modelos matemáticos que simulan un paseo:

- ♦ Aproximación de Fourier: haciendo uso de la teoría que desarrolla el estudio de Setra [8], se han aplicado los datos recogidos experimentalmente. Los parámetros principales que definen este modelo son las características de los armónicos y la frecuencia de la marcha, dando así mayor importancia a la tendencia periódica de la función.
- ♦ Aproximación mediante Spline: para este estudio se ha hecho uso de los datos recogidos en el ensayo de tres pasos. Este modelo consigue un buen ajuste a los datos experimentales, en cambio, su estudio es de mayor complejidad. Al obtenerse un complejo polinomio para cada curva, el software Matlab no devuelve unos parámetros concretos, por lo que es difícilmente reproducible de este modo.
- ♦ Aproximación de Fourier empleando el software Matlab: se ha empleado una herramienta específica mediante la cual se puede ajustar una curva experimental a distintos modelos matemáticos. Tras probar con todos, el que mejor se ajusta es un modelo de Fourier de 4 términos para la señal recogida de un paso. Una vez se obtienen las estadísticas, se pueden generar pasos con números pseudoaleatorios a partir de estas. Los resultados a partir de este modelo son los más satisfactorios de los estudiados en este proyecto, ya que permite simular la marcha humana dentro de unos parámetros definidos fruto de los datos experimentales. El inconveniente de este modelo es que, al tratar cada paso individualmente, no se tiene en cuenta la dependencia de un paso con el anterior.

En el desarrollo de este Trabajo se han adquirido distintas competencias, como la utilización de equipos de registro, metodología en la recogida y procesamiento de datos experimentales, y ampliación de los conocimientos de Matlab previamente adquiridos en el Grado en Ingeniería en Tecnologías Industriales.

Las posibles líneas de futuro a partir de este Trabajo Fin de Grado podrían ser:

- ♦ Ampliar la base de datos, recogiendo registros de una población lo más amplia posible para realizar un estudio estadístico y desarrollar un modelo más general.
- ♦ Desarrollar el modelo de aproximación mediante Spline, de una forma diferente, analizando primero los datos experimentales estadísticamente. Calculando la media y la desviación de cada punto de la curva en cada instante, se podría obtener matemáticamente nuevas curvas a partir de números pseudoaleatorios con distribución normal, y finalmente modelando estas curvas mediante Spline, obtener un modelo de simulación de la marcha.
- ♦ Estudiar las fuerzas verticales inducidas al andar sobre una plataforma oscilante y analizar cómo influye la vibración de la estructura en la marcha.
- ♦ Gracias a las características del sujeto que ha realizado el ensayo, se han podido recoger tres pisadas en la plataforma de fuerza, en lugar de los dos pasos que podrían dar la mayoría de las personas. Esto amplía la base de datos y abre oportunidades a realizar estudios de las fuerzas verticales desde otros puntos de vista, como puede ser la definición del ciclo de la marcha cuando los dos pies están en contacto con el suelo, es decir, en los picos máximos de la gráfica representada en la Figura 4.7.
- ♦ Prototipar unas nuevas plataformas de fuerza, de menor tamaño, de forma que en cada una se registrase un paso. De esta forma, al colocarse a la distancia de cada paso, se recogerían tanto pasos como plataformas disponibles. Además, al recogerse simultáneamente las señales, se pueden separar en paso derecho e izquierdo y se podría estudiar la marcha teniendo en cuenta la dependencia de un paso con el anterior.

Bibliografía

- [1] S. Zivanovic, A. Pavic y P. Reynolds. Vibration serviceability of foot-bridges under human-induced excitation: A literature review. *Journal of Sound and Vibration*, 279(1-2):1–74, 2005.
- [2] Alzate Rodríguez, E.J.; Montes Ocampo, J.W. y Silva Ortega, C.A. (2007). Medidores de deformación por resistencia: Galgas extensiométricas. *Scientia et Technica*, ISSN 0122-1701. Recuperado de:
<https://dialnet.unirioja.es/descarga/articulo/4806964.pdf>
- [3] Miguel Angel Saucedo Romero. *Valoración de la marcha humana*. Tesis, Universidad Nacional Autónoma de México, 2009.
- [4] *Extensimetría*. (s.d.). Recuperado de:
http://www.imac.unavarra.es/web_imac/pages/docencia/asignaturas/DyCDM/DyCDM_Cap7.pdf
- [5] Izarbe Andrés, Amaia. *Análisis dinámico de las fuerzas de contacto órtesis- pierna mediante un modelo biomecánico tridimensional*. Trabajo Fin de Grado, Universidad Politécnica de Barcelona, 2014.
- [6] Terol Úbeda, Adrián. *Prototipado y caracterización de un sistema wearable para medir GRFs*. Trabajo Fin de Grado, Universidad de Valladolid, 2018.
- [7] Martín Pardo, Ruperto. *Diseño y puesta en marcha de un equipo low-cost para medir las fuerzas verticales incluidas en las estructuras debidas a la locomoción humana*. Trabajo Fin de Grado, Universidad de Valladolid, 2018.
- [8] *Footbridges - Assessment of vibrational behaviour of footbridges under pedestrian loading – Practical Guidelines*. (s.d.). Recuperado de:
<http://www.projektering.nu/files/Footbridges.pdf>

Registro, caracterización y modelado de las fuerzas verticales inducidas al andar.

Anexo

Anexo