



Trabajo Fin de Máster

CÁLCULO POTENCIA EN ACTIVIDADES DE CARRERA UTILIZANDO UNA PLANTILLA SENSORIZADA

POWER CALCULATION IN RUNNING SPORTS
USING A SENSOR INSOLE

Autor

Luis Gimeno Grau

Director/es

Roberto Casas Nebra

Álvaro Marco

Escuela de Ingeniería y Arquitectura (EINA)

2020

TRABAJOS DE FIN DE GRADO / FIN DE MÁSTER

Escuela de
Ingeniería y Arquitectura
Universidad Zaragoza

**DECLARACIÓN DE
AUTORÍA Y ORIGINALIDAD**

(Este documento debe entregarse en la Secretaría de la EINA, dentro del plazo de depósito del TFG/TFM para su evaluación).

D./Dña. Luis Enrique Gimeno Grau ,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)

(Título del Trabajo)

CÁLCULO POTENCIA EN ACTIVIDADES DE CARRERA UTILIZANDO UNA PLANTILLA SENSORIZADA.

POWER CALCULATION IN RUNNING SPORTS USING A SENSOR INSOLE

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

19 de Noviembre de 2020
Zaragoza,

Fdo: Luis Enrique Gimeno Grau

Cálculo potencia en actividades de carrera utilizando una plantilla sensorizada

Resumen

El proyecto tiene como objetivo calcular la potencia entregada al realizar una actividad física mediante unas plantillas sensorizadas (mediante acelerómetros y giróscopos se obtendrán aceleración lineal y angular, campo magnético y presión).

Actualmente disponemos de múltiples dispositivos que nos indican cadencia, número de pasos, distancia recorrida, tiempo de apoyo del pie en carrera, etc. Alguno de estos dispositivos es capaz de estimar una potencia o calorías consumidas teniendo en cuenta la distancia recorrida, velocidad y el peso del usuario. Se plantea desarrollar una algoritmia que permita una medida de calidad y que se pueda aplicar en distintos campos:

- Sanitarias:
 - Detección de caídas de personas dependientes que viven solas, el posicionamiento de la plantilla y la disminución del valor de presión, serían indicadores de ausencia de apoyo del pie y no contacto de la planta en el suelo.
 - Detección de asimetrías en los valores de potencia y aceleraciones.
 - Posible detección de lesiones por irregularidades en la forma de apoyo.
- Deportivas: El análisis de potencia se está imponiendo como método de entrenamiento ya que deducimos la potencia que nuestro cuerpo es capaz de entregar. Conoceremos la potencia que podemos entregar sin riesgos, sabemos que si superamos ciertos umbrales estaremos forzando nuestro cuerpo. Podemos deducir problemas en nuestra práctica ya que si en un valor de entrega de potencia se disparan nuestras pulsaciones sabremos que estamos en nuestro límite y que continuar en esta situación provocara un sobreesfuerzo y agotamiento.
- Laboral y prevención de riesgos: Mediante los datos obtenidos podemos deducir valores de carga y esfuerzo en personal sometido a manipulación de cargas, previniendo lesiones pudiendo avisar cuando la carga es excesiva o bien cuando se está realizando un esfuerzo excesivamente elevado.

La plantilla podrá colocarse en el calzado como cualquier otra, estará dotada de un módulo Bluetooth que nos servirá para la transmisión de datos, bien en bruto para su proceso o bien los resultados obtenidos por el microprocesador incluido.

En un a primera etapa todos los datos serán transmitidos en bruto para su posterior análisis, se estimará cuales son los mas significativos para nuestro objetivo, con lo que la carga de cálculo en el procesador se minimice para una segunda etapa en la que el procesador realizara el análisis y cálculos pertinentes para la obtención de los parámetros de interés.

Tabla de contenido

1 Introducción.....	7
1.1 Motivación	7
1.2 Objetivos:	10
1.3 Marco de trabajo	10
1.4 Metodología	10
2 Estado del arte.....	17
2.1 Estudio cinematográfico	17
2.2 Plataformas de fuerza	18
2.3 Sensores iniciales	19
2.4 Parámetros generales de la marcha y parámetros necesarios para nuestro estudio ...	20
3. Metodología	21
Propuesta método plantilla compuesta por IMU y sensor presión	21
3.1 Sistema de medición.....	22
3.2 Sistema captura video	22
3.3 Experimento	22
3.4 Datos de entrada	24
3.5 Procesado.....	25
4.Resultados	35
5. Conclusiones y trabajo futuro.....	40
Algoritmo	42
Referencias.....	50
Anexo I. Soluciones comerciales:.....	53

1 Introducción

1.1 Motivación

Importancia de la potencia en las actividades de marcha o carrera:

En el ciclismo los medidores de potencia revolucionaron los métodos de entrenamiento y han pasado a ser complementos accesibles ya a cualquier usuario, en el mundo del running están comenzando a aparecer sistemas para medición o estimación de nuestra potencia a partir de giróscopos y acelerómetros, desvinculando las estimaciones del ritmo cardiaco y midiendo de forma mas real la potencia real de nuestra pisada.

La potencia es la cantidad de trabajo por unidad de tiempo, el trabajo se define como la energía necesaria para desplazar un cuerpo una fuerza realiza un trabajo cuando esa fuerza desplaza ese cuerpo una cantidad de espacio. Es decir, si $W=F \cdot e$ y $P=W/t \Rightarrow P=Fv$ F será nuestro peso más la fuerza aplicada para mantener/variar nuestra velocidad y v la velocidad con la que nos desplazamos.

Cuando realizamos un esfuerzo un parámetro importante es la resistencia o capacidad de soportar una fuerza durante un tiempo determinado.

Aplicaremos estos conceptos a la actividad del running

La potencia es la energía que aplicamos a través de la pisada.

La resistencia son los factores externos a los que deberemos hacer frente: viento, cambios de ritmo o velocidad y cambios de altura en nuestro recorrido.

Tradicionalmente se ha empleado la frecuencia cardiaca para medir la intensidad de nuestros entrenamientos, pero la frecuencia cardiaca va a depender de muchos factores, la hora del día, el descanso del que hayamos disfrutado, el estado de ánimo, entre otras. En cambio en una carrera el trabajo que debemos realizar va a ser siempre el mismo y la potencia nos indicara el ritmo al que estamos realizando este trabajo, independientemente de nuestro estado anímico o condiciones ambientales.

Si nos centramos en entrenamientos por ritmo o en zonas de frecuencia cardíacas, hemos visto que el entorno nos puede hacer cambiar la zona cardiaca y el ritmo que queramos mantener va a provocar un esfuerzo muy variable dependiendo del viento o si la zona de entrenamiento es irregular, si entrenamos a una potencia dada en la que sabemos que podemos mantenernos sin problemas el entorno deja de ser un obstáculo y solo debemos preocuparnos de mantener constante la entrega de potencia acomodando nuestro ritmo.

Por otra parte, si sabemos que con una cierta entrega de potencia nuestra frecuencia cardiaca se encuentra dentro de unos límites en caso de superarlos seremos conscientes de que hay un problema y que sufriremos agotamiento si por el contrario nuestro ritmo cardiaco es más bajo sabemos que tenemos margen para subir nuestra entrega de potencia.

Veamos la diferencia entre las zonas de entrenamiento según atendamos a métodos referidos a frecuencia cardíaca o potencia, [Firstbeat technology].

De acuerdo con los métodos tradicionales atendiendo a nuestra frecuencia cardíaca, tanto los que atienden a la tradicional y conocida fórmula en la que tan solo se tiene en cuenta la edad del deportista para el cálculo de la frecuencia cardíaca máxima:

$$FC_{Máx} = 220 - edad$$

O la fórmula propuesta por Tanaka, Monahan y Seals, según estos la FC máxima está relacionada con la edad:

$$FC_{Máx} = 208 - (0,7 \cdot edad)$$

Para el cálculo de zonas de entrenamiento utilizaremos la fórmula de Karvonen, donde para conocer la frecuencia cardíaca máxima tenemos en cuenta nuestra frecuencia cardíaca en reposo:

$$FC_{Int} = ((FC_{Máx} - FC_{rep}) \times Int) + FC_{Rep}$$

Zona	Intensidad	Intervalos (FC_{Int})
1	Ritmo fácil	50-60
2	Ritmo cómodo	60-70
3	Ritmo moderado	70-80
4	Ritmo rápido	80-90
5	Ritmo sprint	90-100

Los entrenamientos ahora en vez de centrarnos en la frecuencia cardíaca máxima y en reposo se basarán en FTP (umbral funcional de potencia) que se asemeja al umbral anaeróbico o máximo estado estable de lactato. Típicamente se emplean las zonas que estableció Coggan [1] para el ciclismo hace ya más de 20 años

Zona	Intensidad	% FTP
1	Descanso activo	<55
2	Resistencia	55-75
3	Ritmo	75-90
3+	Sweet spot	88-94
4	Umbral	90-105
5	VO2	105-120
6	Capacidad anaeróbica	120-150
7	Potencia neuromuscular	máximo

Tras ver los resultados obtenidos en el rendimiento de los ciclistas mediante el uso de potenciómetros el cambio de paradigma en la carrera se presenta como evolución evidente, el problema se encuentra en el método de medida generalmente mediante equipos voluminosos instalaciones complejas, o bien estimaciones a partir de las velocidades, recientemente se han comenzado a desarrollar dispositivos de

pequeño tamaño basados en acelerómetros, Stryd es uno de ellos, en el anexo I se enumeran algunas de las soluciones disponibles comercialmente.

Stryd , sistema centrado en la carrera a pie define 5 zonas de trabajo atendiendo a nuestro FTP:

Zona	intensidad	%FTP
1	suave	65-80
2	moderada	80-90
3	umbral	90-100
4	intervalo	100-115
5	repetición	115-130

A título orientativo el FTP correspondiente a un ritmo de 4 minutos por kilómetro en la prueba de 5 km nos da un FTP de 304 W y 318 W en la prueba de 10 km, valor obtenido del ajuste de datos de diversos tiempos/potencia teóricos suministrados en la pagina web de Stryd y los datos obtenidos en salidas con Stryd

Aunque se ha popularizado el uso de pulseras y relojes capaces de recoger datos de nuestra actividad diaria, disponiendo de modos de grabación de datos al realizar una actividad deportiva específica. Y aún ofreciendo la posibilidad de guardar los datos de forma acorde a la actividad realizada, siguen estando orientados, en su mayoría al entrenamiento y rendimiento, de acuerdo con los métodos tradicionales de estudio de nuestra frecuencia cardíaca. Como hemos comentado al depender nuestra frecuencia cardíaca de numerosas variables externas no controlables, aún realizando el mismo esfuerzo recorrido y tiempos, el entrenamiento podemos realizarlo en distintas zonas debido a estas variaciones. El uso de potenciómetros nos permitirá dosificar nuestro esfuerzo y entrenar en la zona de intensidad de forma más estable, al disminuir el número de variables externas, en caso de exteriores el viento. Pudiendo indirectamente si realizamos un análisis del ritmo cardiaco analizar las zonas en las que una misma entrega de potencia exigen una mayor FC, luego detección de problemas en ciertas situaciones, en los casos de entrenamiento ciclista algunas de estas circunstancias son debidas a desarrollos poco apropiados al ciclista. En nuestro caso de entrenamiento en carrera podríamos asociarlos a bajo rendimiento en pendientes o ciertos terrenos en los que nos cueste más movernos, compactos, arenosos... A partir de estos datos podríamos pasar a estudiar una mejora de rendimiento cambiando la zancada en cada terreno

Los dispositivos de medida de potencia que vamos a encontrar, runscribe y Stryd, se anclan a nuestra zapatilla bien en el talón o bien en el empeine, la ventaja de las plantillas propuestas para nuestro experimento es una colocación fija, bajo el talón, frente a una disposición mas o menos alejada del talón según donde anclemos nuestro dispositivo y una altura variable según el empeine de nuestro calzado. Una segunda ventaja la encontramos en la disponibilidad de 4 sensores de presión colocados en talón, arco, primer y quinto metatarsiano.

1.2 Objetivos:

El objetivo de este trabajo es llegar a cuantificar la potencia desarrollada al realizar una actividad física mediante los datos obtenidos de una plantilla sensorizada, IMU (unidad de medición inercial) y sensores de presión. Para ello deberemos primero obtener las características de la marcha cadencia, tiempo de apoyo, tiempo de vuelo y a partir de estas detectar posibles problemas en el movimiento o sobreesfuerzos.

Las etapas del proyecto serán:

- Extracción datos de la plantilla
- Extracción de parámetros útiles para el estudio de la actividad
- Comparación y validación de los datos obtenidos de nuestro sistema con los obtenidos del equipo comercial Stryd del que disponemos de una unidad.
- Análisis en video del movimiento tomando medidas que ayudaran a afinar nuestro procedimiento (Debido a Covid-19 no nos es posible realizar esta parte del proyecto)

1.3 Marco de trabajo

Este proyecto forma parte de la investigación llevada a cabo por el grupo de investigación HOWLab (Human Openware Research Lab), cuyo objetivo principal es la investigación y desarrollo de tecnologías centradas en las personas y sus entornos.

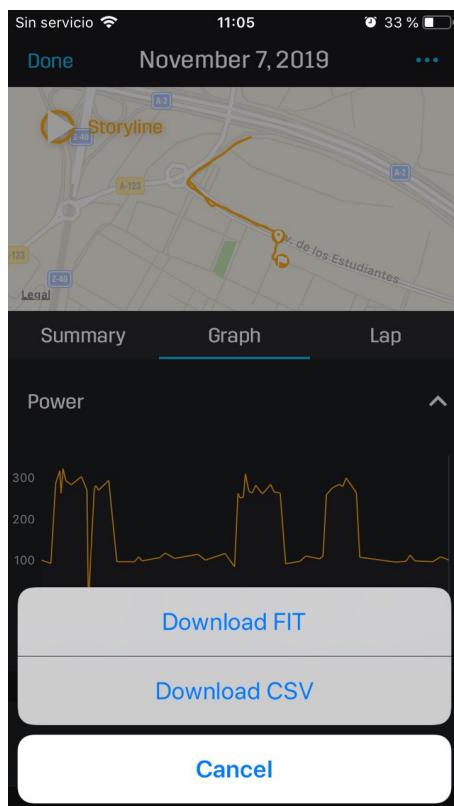
El trabajo ha sido desarrollado en los laboratorios del edificio del Instituto de Investigación de Ingeniería de Aragón (I3A) de la Universidad de Zaragoza.

1.4 Metodología

Herramientas de trabajo

Se emplearán plantillas sensorizadas dotadas de una IMU cuatro sensores de presión y sistema de comunicaciones Bluetooth que enviará los datos de los sensores en tiempo real. Estos datos se recogerán en un ordenador, mediante un programa de comunicación desarrollado por el grupo de investigación, mediante este software conectamos con la plantilla. Se indica si la vamos a utilizar en el pie derecho o izquierdo y comenzamos la captura de datos. Los datos se toman a una frecuencia de 50 Hz. Se genera con ellos un archivo tipo CSV que emplearemos para posteriores análisis y cálculos.

Al mismo tiempo utilizaremos un dispositivo Stryd que tomaremos como parón, colocado en el mismo pie que la plantilla de la que recogemos los datos para que sean comparables. Los datos obtenidos desde este dispositivo se emplearán como valor de referencia, este dispositivo acumula datos mientras realizamos nuestra actividad y posteriormente se envían a su aplicación instalada en un dispositivo móvil, siendo posible la grabación de la ruta mediante el GPS del dispositivo móvil, en caso de que entrenemos con ambos dispositivos. En nuestro caso la carrera se realiza sobre una cinta de correr. Posteriormente se sincroniza con su página web donde son analizados pudiendo descargarlos a nuestro ordenador para posteriores estudios mediante la aplicación goldencheetah, por ejemplo.



En esta captura de pantalla podemos ver el recorrido, el gráfico de potencia desarrollada, intervalos andar correr y el menú de descarga de datos, siendo el formato FIT el adecuado para posteriores análisis.

Se optará bien por la grabación del ejercicio para un posterior análisis con la aplicación Kinovea, o bien colaborando con Podoactiva en sus instalaciones.

Esta parte del trabajo no se llega a realizar por los impedimentos de Covid-19. Llegué a realizar pruebas de funcionamiento del programa y su funcionamiento parece sencillo, se queda para posteriores trabajos el uso de este u otro y comprobar la idoneidad de su uso.

Los programas kinovea y Golden Cheetah se seleccionaron por ser softwares libres y no complicados de usar permitiendo un análisis de datos independiente de la web de Stryd y dando mayor número de opciones en visualización y análisis.

Fases del trabajo

Primero estudiaremos una solución teórica de nuestro problema y extracción del patrón de oro. Para esto nos basaremos en tres modos de análisis diferentes en un primer estudio analizaremos la potencia en el eje Y empleada en el desplazamiento en vertical del cuerpo, el estudio se basa en considerar las piernas como muelles y desde este punto de vista se calculan las constantes elástica equivalente de la pierna., Calculamos también la amplitud de la oscilación de la cadera y la potencia necesaria para este movimiento. Un segundo estudio consiste en un cálculo aproximado de la potencia desde datos obtenidos de una aplicación que nos simula resultados según el tiempo empleado en una carrera. Por último, basándonos en los estudios de Skiba, que son una adaptación a la carrera de los estudios y sistemas de cálculo de Coggan para ciclismo llegaremos a la obtención de un sistema de cálculo de potencia en carrera dependiendo de la altura y peso del corredor, velocidad desarrollada. A lo largo de la carrera y la pendiente del terreno en el que se desarrolla. Se estudian también los efectos del viento y variaciones en la velocidad o ritmo de carrera.

La parte práctica consiste en la extracción de datos de los acelerómetros y sensores de presión de nuestra plantilla. Para ésto se realizarán carreras sobre una cinta al mismo tiempo realizaremos una grabación de la carrera, como se ha comentado debido a las características excepcionales por la pandemia Covid-19 esta grabación no se realiza. Posteriormente se analizarán y extraerán características del movimiento. Comprobaremos que los datos concuerdan con la realidad comparándolos con los parámetros medidos sobre la grabación en video. Se deducirán los valores de potencia necesaria para la realización de la actividad que compararemos con los obtenidos mediante el dispositivo Stryd. Los diferentes cálculos y algoritmos se desarrollarán mediante Python.

I. Potencia en eje y

Basándonos en los trabajos de Jean-Benoît Morin, Georges Dalleau 2004, 2005 y 2007, [2] en los que se desarrolla un modelo en el que las piernas actúan como un muelle y se deduce la constante de este. A partir de estos datos podemos deducir la potencia consumida en el movimiento descomponiéndola en 2 componentes una potencia se destina a desplazar el cuerpo arriba y abajo y otra potencia se destina a mover el cuerpo en la dirección de la carrera. Nuestro objetivo será a partir de los datos obtenidos por los acelerómetros deducir los parámetros necesarios para su cálculo, velocidad en el eje vertical y en el horizontal, tiempo de apoyo tiempo de vuelo en cada zancada. Deberemos deducir el desplazamiento vertical del corredor y su velocidad. La potencia en el eje vertical vendrá dada por las expresiones deducidas en los artículos nombrados:

$$P_y = \frac{Mg^2}{t_c/2} (h_{max}) + z(t_c/2)$$

$$h_{max} = \frac{1}{8} gt_f^2$$

$$z\left(\frac{t_c}{2}\right) = \Delta L = L - \sqrt{L^2 - \left(\frac{vt_c}{2}\right)^2} + \Delta y$$

$$\Delta y = -\frac{F_{max}}{m} \left(\frac{t_c}{\pi} \right)^2 + g \frac{t_c^2}{8}$$

$$F_{max} = mg \frac{\pi}{2} \left(\frac{t_f}{t_c} + 1 \right)$$

Quedando la potencia en el eje vertical dada por la expresión:

$$P_y = \frac{Mg^2}{t_c} \left(\frac{t_f^2}{4} + \frac{t_c(t_c + t_f)}{\pi} - \frac{t_c^2}{4} \right)$$

Y la potencia en el eje de avance:

$$P_x = F_x v$$

Las constantes del muelle equivalente serán para la componente vertical:

$$K_v = \frac{M \left(\pi(T_f + T_c) \right)}{T_c^2 \left(\frac{T_f + T_c}{\pi} - \frac{T_c}{4} \right)}$$

Y la constante elástica equivalente de la pierna K_{leg} :

$$K_{leg} = \frac{F_{max}}{L - \sqrt{L^2 - \left(\frac{vt_c}{2} \right)^2} + \Delta y}$$

Tenemos dos componentes de potencia la necesaria para mantener nuestra velocidad y la debida al movimiento oscilatorio que necesitamos para despegarnos del suelo y avanzar.

Por el momento no utilizaremos la potencia debida a contrarrestar el efecto del viento, ya que las pruebas las realizaremos sobre una cinta de correr al realizar el ejercicio sobre un mismo punto y no realizarse avance la resistencia contra el avance en un fluido podemos despreciarla, en caso de ser necesario su uso la expresión viene dada de la mecánica de fluidos por:

$$P_{aire} = 0.5 \rho v^3 C_d A$$

Donde ρ es la densidad del aire v es la velocidad a la que nos desplazamos A es el área que se opone al movimiento y C_d es el coeficiente de arrastre que depende del número de Reynolds y del número de Bejan.

Teniendo en cuenta los estudios de Leboeuf [4] que incluyen tanto el costo externo como el interno en el cálculo de la potencia, es decir se analiza el movimiento del centro de masa y el movimiento relativo de cada sección del cuerpo respecto a éste. Se obtiene como resultado más importante que entre el 5 y 10 % de la energía empleada para la oscilación vertical del centro de gravedad proviene del

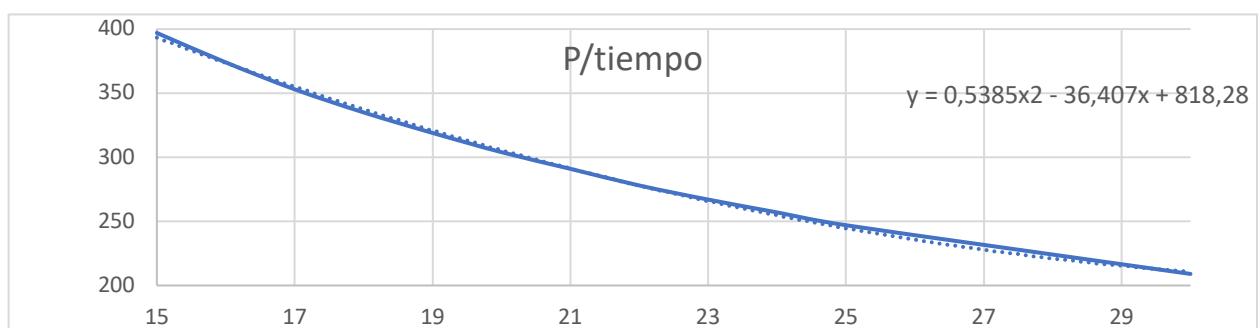
movimiento de los brazos, siendo el momento de un brazo respecto al otro anulado y ayudando a oscilar la cadera para el mantenimiento de la trayectoria del movimiento.

Se compararán ambos resultados y la información que podamos deducir de los resultados de este método, movimiento ascendente, descendente o en llano tipo de pisada etc Relación VO₂ potencia

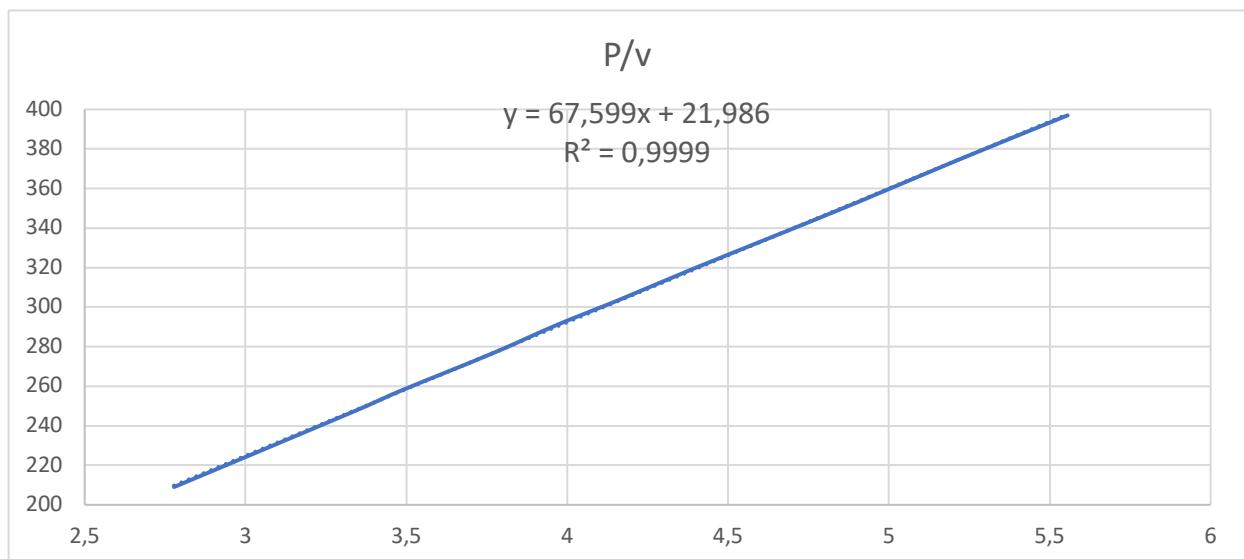
II. Estimaciones P_x

Basándonos en estimaciones de potencia en la página web de Stryd, disponemos de una sección en la que se introduciendo el tiempo empleado para una carrera de 5 o 10 km nos indica la potencia necesaria.

Introduciendo distintos tiempos obtenemos datos de esta página posteriormente los introducimos en una hoja de cálculo y analizándolos podemos obtener las siguientes curvas y ajustes:



Si en vez de en función del tiempo empleado en cubrir la distancia de 5 km utilizamos el valor de la velocidad promedio obtenemos la siguiente relación:



Como vemos la relación P con v es lineal, como cabía esperar

$$W=F \cdot d, P=W/t = (F \cdot d)/t$$

De acuerdo a los resultados de ajuste de los datos para una carrera típica de 5 y 10 km obtenemos las relaciones potencia velocidad siguientes:

$$\begin{aligned} W_{5km} &= 67.599v + 21.986 \\ W_{10km} &= 71.927v + 18.189 \end{aligned}$$

III Potencia en eje x

De los estudios de Minetti 2002 y el metodo GOVSS (Gravity Ordered Velocity Stress Score) desarrollado por Skiba [50]. La potencia depende de varios parámetros, tradicionalmente intensidad del ejercicio y la distancia.

Tradicionalmente la potencia desarrollada por un corredor es proporcional a la velocidad desarrollada y el gasto energético es proporcional a la distancia recorrida. En el caso de que la carrera se desarrolle en terreno no llano y que durante la carrera se realicen cambios de velocidad se comprueba que las mediciones difieren de lo anteriormente descrito, para corregir estas variaciones se desarrollo el método GOVSS, este método se basa en los métodos de Coggan par ciclismo. el primer parámetro a tener en cuenta es la inclinación del terreno, posteriormente mediante medidas en laboratorio estimamos un coste energético según la actividad realizada sea correr o andar:

$$C_{wi} = 280.5i^5 - 58.7i^4 - 76.8i^3 + 51.9i^2 + 19.6i + 2.5$$

$$C_{ri} = 155.4i^5 - 30.4i^4 - 43.3i^3 + 46.3i^2 + 19.5i + 3.6$$

Donde i es la pendiente y los subíndices w y r hacen referencia a la actividad desarrollada w andar y r correr.

Por otra parte, calcularemos la parte correspondiente a la fricción con el aire,

La componente aérea viene dada por la expresión:

$$C_{aero} = \frac{1}{2 \cdot peso} \rho C_d A_f v^2$$

Donde ρ es la densidad del aire aproximadamente $1,2 \text{ kg/m}^3$ en condiciones estándar si queremos afinar podemos usar la expresión:

$$\rho = \rho_0 \frac{P}{760} \frac{273.16}{273.16 + T}$$

ρ_0 es la densidad del aire a 0°C 1.293 kg/m^3

P presión atmosférica en Torricelli y T temperatura ambiente en grados centígrados

C_d es el coeficiente de arrastre aproximadamente 0.9 en nuestro caso

v es la velocidad respecto al viento V-w donde V es nuestra velocidad y w la del viento.

Af es un cálculo del área frontal expuesta al viento se obtiene mediante la expresión (Arsac 2001):

$$A_f = 0.266(0.2025 \text{altura}^{0.725} \text{peso}^{0.425})$$

En nuestro caso debido a que las pruebas se realizan sobre una cinta este término no nos va a afectar ya que la carrera se desarrolla sobre un mismo punto sin avance en el espacio, por lo tanto, no experimentaremos resistencia al viento.

Todos hemos sufrido mayor desgaste en carrera cuando hemos ejecutado cambios de ritmo que en una carrera a ritmo constante así que tendremos en cuenta también un término debido a cambios de velocidad que hará referencia al coste energético necesario para producir un cambio en nuestra energía cinética,:

$$C_{kin} = \frac{\Delta v^2}{2d}$$

Siendo Δv^2 el incremento de velocidad y d el espacio necesario para producirse, en nuestro caso al ser la velocidad constante ya que la marca la cinta podemos obviar este cálculo, solo se hará presente en los momentos en los que cambiemos de uno a otro valor de la velocidad del programa establecido.

Tenemos un factor de eficiencia Skiba 2006 Arsac 2001 Minetti 2001 relacionado con la conversión de energía metabólica en la energía finalmente entregada al movimiento en la carrera. Aquí se engloba el consumo energético del movimiento oscilatorio de los brazos cuya principal función es la estabilización del corredor y mantener la dirección del desplazamiento. Así como el resto de musculatura involucrada en el movimiento.

$$eff = \left(\frac{1}{4} + 0.54v \right) \left(1 - \frac{1}{2} \left(\frac{v}{8.33} \right) \right)$$

Una vez realizados todos estos cálculos tenemos que la potencia desarrollada según corramos o caminemos viene dada por las siguientes expresiones:

$$P_w = (C_{wi} \cdot eff + C_{aero} + C_{kin}) \cdot v \cdot peso$$

$$P_r = (C_{ri} \cdot eff + C_{aero} + C_{kin}) \cdot v \cdot peso$$

Una vez descritos estos tres escenarios, realizaremos un análisis de forma que:

El primer escenario nos será de utilidad para el calculo de Potencia y oscilaciones en la carrera en el eje y

El segundo escenario nos servirá para realizar estimaciones previas de la potencia total que se desarrolla en una actividad.

El tercer escenario será el empleado para el cálculo de la potencia desarrollada en el eje x.

Se compararán ambos resultados y la información que podamos deducir de los resultados de este método, movimiento ascendente, descendente o en llano tipo de pisada etc. Relación VO2 potencia

2 Estado del arte

Estudio de tecnologías existentes y diversos métodos de cálculo.

Disponemos de diversas técnicas para realizar el estudio de marcha y estudio de resultados. Los principales son estudio visual o grabación del mismo, medición de parámetros relacionados con la cinética y electromiografía.

Entre estas técnicas no podemos decir que una sea mejor que otra, ya que cada una nos va a proporcionar ciertos datos y parámetros. El uso combinado de estas técnicas dará una mayor cantidad de datos que deberemos, en cada caso, estimar que queremos medir y que equipo será el mas indicado para cada aplicación. Principalmente tendremos en cuenta la portabilidad del equipo, sencillez del manejo y datos necesarios.

Los parámetros a estudiar, la frecuencia de muestreo y portabilidad se verán condicionados por la actividad a monitorizar y deberemos tener en cuenta los daños que pueda ocasionar nuestro equipo al usuario. No es lo mismo estudiar la potencia de un boxeador practicando al aire que contra un saco donde podría dañarse con el equipo de medida o incluso el caso de un combate real en el que podría dañar tanto al oponente como a si mismo. Otro punto de vista es el usuario a quien va destinado ya que no es lo mismo los datos que usara un deportista ocasional que los datos que analizara un entrenador o el caso en el que se este realizando un estudio científico sobre una determinada actividad donde incluso podríamos trabajar en atmósfera controlada.

2.1 Estudio cinematográfico

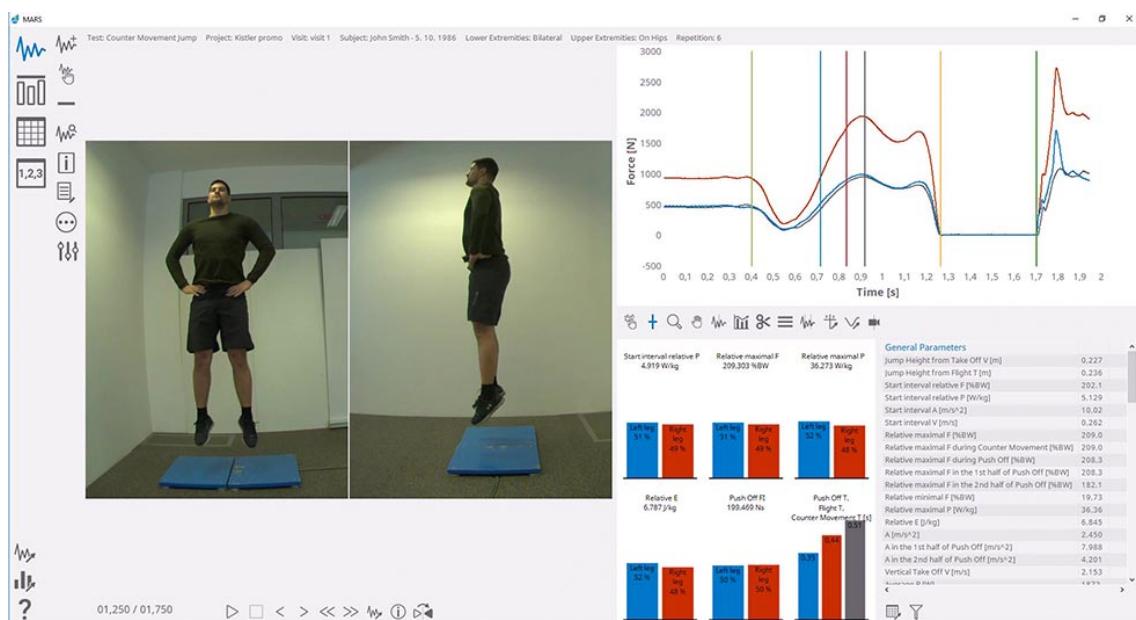
Mediante este estudio se analiza el movimiento en el espacio de diversas partes del cuerpo (Leboeuf Lacouture Cavagna Vance hinrich cavanagh Alves). A partir de la medición de la posición de diferentes partes del cuerpo podemos medir los ángulos formados y su evolución con el movimiento, analizar la trayectoria de éstos en la evolución del gesto o la velocidad y aceleraciones de los mismos. En este estudio se agrupan secciones del cuerpo en estudio en varios bloques para tratarlos de forma independiente, de este modo se centra la atención en los detalles de estas secciones, brazos, piernas, tronco.

El procedimiento habitual consiste en la grabación del movimiento desde diversos ángulos registrando la posición tridimensional de ciertos puntos de interés. La grabación es conveniente realizarla a alta velocidad 120 fps o superior. Una forma

de optimizar resultados es la grabación en infrarrojo aplicando reflectores en los puntos de estudio y utilizando iluminación infrarroja, de este modo la imagen del deportista pasa a segundo plano ya que en la visualización posterior los reflectores aparecerán fuertemente contrastados respecto a la imagen general que aparecerá con muy poco detalle. La determinación de los puntos de estudio deberá ser tratada con especial atención.

2.2 Plataformas de fuerza

Estos dispositivos nos permiten analizar las fuerzas y momentos soportados por el cuerpo o aplicados al suelo durante la marcha (Leboeuf, Vance Rahmani Cavagna Gindre Alves). Se colocan varias placas en el suelo a lo largo de la dirección de marcha. Estas placas miden las fuerzas aplicadas en los 3 ejes y el centro de presión, mediante la grabación del movimiento podremos analizar en qué momento la fuerza aplicada toma mayor valor y la evolución con la pisada, Kistler por ejemplo dispone de diversos equipos de medida y su software de análisis.



Por otra parte, disponemos de sistemas como las plantillas stridalizer que están compuestas por una estructura de sensores que nos dan información de la parte del pie que aplica presión y nos indica el valor de la misma. Nuestra plantilla incorpora unos sensores de presión que nos ayudaran a identificar las pisadas y cadencia de carrera por ejemplo.

2.3 Sensores iniciales

Los sensores iniciales han llegado a un nivel de miniaturización que nos permite incorporarlos fácilmente en dispositivos wearables, principalmente nos encontramos dispositivos de pequeño tamaño diseñados para ser acoplados a nuestras zapatillas, piernas o cuerpo mediante cintas o clips, (Sazonova, Garcia-Pinillos, Dominguez-Morales, Hedge, E.Sazonov, Fuglsang, Zoni, Alves, Sin-Lee Hafidh Xu).

Estos sensores, acelerómetros y giróscopos, nos van a permitir medir ángulos y aceleraciones en los tres ejes así como combinaciones de ellos. Para la obtención de los parámetros típicos de la marcha deberemos integrar o derivar los datos obtenidos, una vez la aceleración para obtener la velocidad y otra vez para la distancia. Este método tiene un problema ya que el error se va acumulando a lo largo de las medidas este efecto se conoce como drift y deberemos minimizarlo, el algoritmo ZUPT (zero velocity updates) es el más empleado (Bauegard, Alonso, Jimenez).

Dentro de los sistemas basados en sensores iniciales están las plantillas sensorizadas como la que empleamos en nuestro estudio, la principal ventaja es que se alojan en el calzado que empleamos para el ejercicio siendo una parte integrada del mismo minimizando problemas como la perdida enganchones y otros, el tamaño permite alojar toda la circuitería y alimentación en el talón, tanto batería y sistema de carga como unidad inercial, microcontrolador y sistemas de comunicaciones. Quedando espacio para repartir por toda la plantilla cualquier otro sensor que nos interese implementar.

Comparativa de datos extraídos mediante plataforma de fuerza y acelerómetros



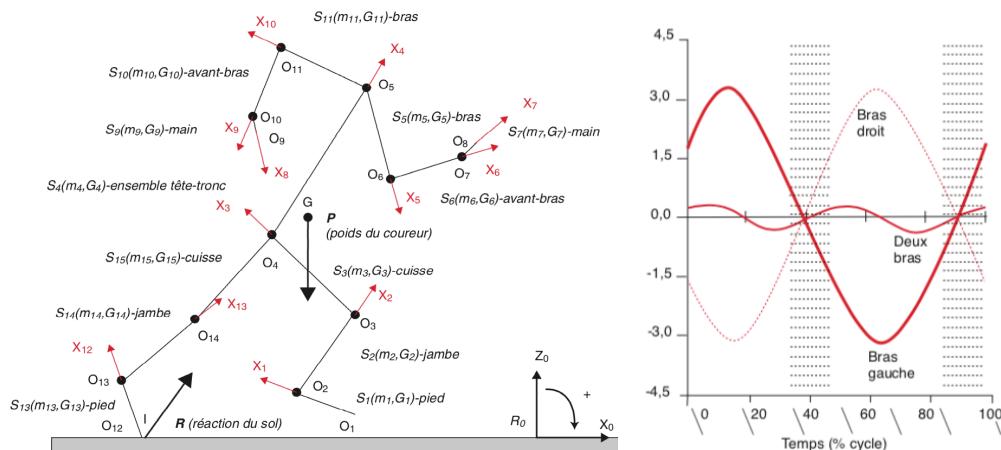
En la imagen anterior podemos apreciar las similitudes entre un sistema de medición de fuerza y un sistema compuesto por acelerómetros, la gran ventaja es que mientras la plataformas de fuerza son instalaciones “fijas” una vez colocadas para el experimento este ha de realizarse sobre el itinerario marcado, o bien colocadas bajo una cinta de correr, por ejemplo, los sistemas compuestos por

acelerómetros se han miniaturizado de tal modo que podemos utilizarlos con total libertad, y cada movimiento nos genera los datos necesarios independientemente de nuestra ubicación. Los datos de fuerza obtenidos son deducidos frente a las mediciones directas que se realizan con las plataformas de fuerza, lo que les da la ventaja de la idoneidad y precisión, no obstante, los acelerómetros y sus algoritmos van poco a poco dando resultados más exactos.

2.4 Parámetros generales de la marcha y parámetros necesarios para nuestro estudio

Para nuestro estudio descompondremos el movimiento en dos, el obvio, movimiento de avance y un movimiento necesario de oscilación vertical producido por el despegue del suelo y vuelo, en principio fijándonos el centro de masas un movimiento oscilatorio definido por el conocido tiro parabólico, que asumiremos como movimiento oscilatorio (Dellaau).

Por otra parte, descomponiendo el cuerpo en secciones, tronco, cabeza, brazo, antebrazo, pierna pantorrilla, pie.



Observamos que la contribución de los brazos a la estabilización de la carrera se puede cifrar en algo menos de 10% de la potencia desarrollada Leboeuf [4]. Esta potencia se consumirá, aunque no colabora en el desplazamiento, siendo su principal efecto estabilización y direccionamiento de la carrera.

El movimiento oscilatorio vertical se simplificará asimilando las piernas a unos muelles que se comprimen y elongan siendo interesante el cálculo de la constante elástica asociada, tal y como corresponde a la ley de Hooke.

La pendiente del terreno nos será necesaria para los cálculos realizados por Minetti 2002, desarrollo sistema GOVSS (Gravity Ordered Velocity Stress Score) desarrollado por Skiba [50], se trata de una corrección del sistema de Coggan, inicialmente diseñado para ciclismo, en el que se añade el efecto de la pendiente del terreno, aceleraciones es decir cambios en el ritmo de carrera y resistencia del viento, añade el consumo total de energía teniendo en cuenta al movimiento de los

brazos y las piernas, estos datos se deducen realizando posteriores estudios de concentración de lactato frente a velocidad. Se eliminan parámetros propios del ciclismo para adaptarlo a la carrera a pie.

Por tanto, los parámetros mínimos que debemos obtener para poder calcular la constante elástica de la pierna del atleta y la potencia desarrollada en nuestro desplazamiento serán:

L: longitud pierna (distancia del trocánter mayor del fémur al suelo)

H: altura del corredor

M: peso del corredor

t_c : tiempo de contacto de la zancada

t_v : tiempo de vuelo de la zancada

V: velocidad en el eje del desplazamiento la deduciremos por integración de la aceleración.

I: inclinación del plano de carrera.

3. Metodología

Propuesta método plantilla compuesta por IMU y sensor presión

Se dispondrá de unas plantillas en las que se ha albergado un IMU en el talón junto a la batería y circuitería de carga. Las comunicaciones se realizarán mediante protocolo Bluetooth. En la parte delantera en los metatarsianos disponemos de cuatro sensores de presión con los que mediremos directamente el valor de la presión ejercida, sabiendo la superficie podremos deducir la fuerza aplicada. Frente a los métodos disponibles actualmente se aporta la comodidad de tener todo en el sistema en el interior de la zapatilla, la posibilidad de utilizarlo en diversas zapatillas y evitar problemas relativos a su colocación en los cordones de la zapatilla o posibles perdidas del sistema al desprenderse de su soporte.

Primero estudiaremos una solución teórica de nuestro problema y extracción del patrón de oro. Se extraerán datos de los acelerómetros y sensor de presión. Para esto se realizarán carreras sobre una cinta al mismo tiempo realizaremos una grabación de la carrera. Posteriormente se analizarán y extraerán características del movimiento. Comprobaremos que los datos concuerdan con la realidad comparándolos con los parámetros medidos sobre la grabación en video. Se deducirán los valores de potencia necesaria para la realización de la actividad que compararemos con los obtenidos mediante el dispositivo stryde. Los diferentes cálculos y algoritmos se desarrollarán mediante Python.

3.1 Sistema de medición

Se emplea una plantilla sensorizada mediante un IMU (unidad de medición inercial) del que utilizaremos los datos obtenidos de los acelerómetros y giróscopos, los datos del magnetómetro no los utilizaremos ya que no necesitamos saber en qué dirección nos movemos, evidentemente realizando pruebas sobre una cinta no habrá cambios en la dirección de la carrera. Además, disponemos cuatro sensores de presión. Los datos son enviados mediante el protocolo Bluetooth, estos se reciben y guardan en un ordenador para su posterior análisis. La implementación será offline en un primer momento, es decir los datos capturados por los sensores son enviados si ningún tipo de manipulación siendo recibidos por un ordenador donde serán analizados si los resultados son satisfactorios se trabajaría en una implementación en el microcontrolador en tiempo real enviando los datos por bluetooth para su visualización.

3.2 Sistema captura video

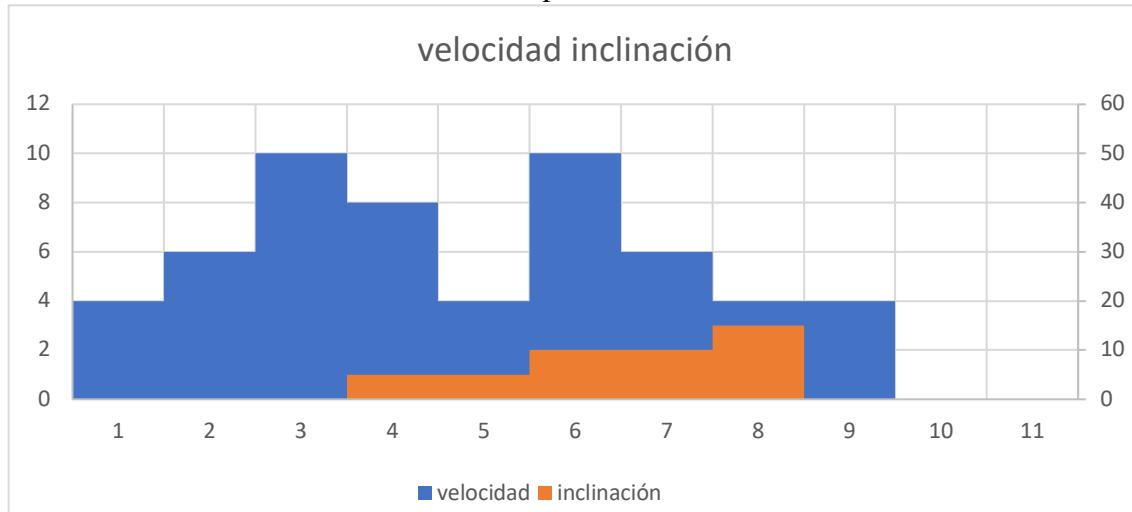
Al final debido a las medidas tomadas por Covid-19 no se pudo realizar la grabación, quedando relegada a posteriores trabajos.

Mientras se realiza la carrera en la cinta se grabará al deportista, colocaremos en los puntos a estudiar un adhesivo reflectante que facilite al programa de análisis (kinovea) la identificación y seguimiento de estos (trocánter fémur, maléolo, talón zapatilla zona metacarpianos, punta dedos). Podremos observar el movimiento, amplitud, desplazamiento, ángulos etc. en cada zancada.

Se realizan pruebas del programa a título personal comprobándose la sencillez de manejo del programa.

3.3 Experimento

Para nuestro experimento se realizarán carreras sobre una cinta por X voluntarios. Se diseña un ciclo en el que se varían la velocidad e inclinación:



Proponemos un ciclo de 9 minutos en el que iniciamos con un incremento progresivo del esfuerzo, posteriormente incrementamos la inclinación y tenemos 2 ciclos en los que hay una caída de velocidad seguida de un incremento acusado de la velocidad, con lo que se puede analizar como afectan los cambios bruscos de velocidad similares a lo visto en las salidas previas, de este modo podremos estudiar los diversos tiempos de estabilización.

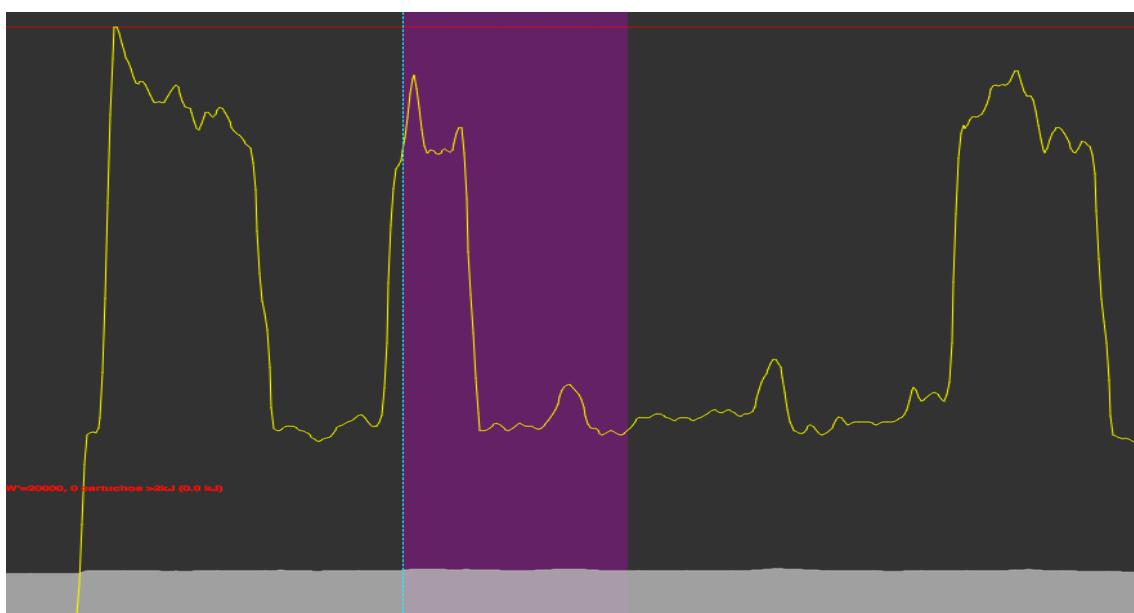
Las velocidades serán 4, 6, 8, 10 km/h y las inclinaciones de 0, 5 y 10 grados. Durante la carrera se instalarán las plantillas en el calzado, así como el dispositivo Stryd, se realizará una grabación del ejercicio para comprobar la oscilación del corredor, ángulos de piernas etc. En caso de que alguno de los participantes sufra alguna lesión se buscarán posibles diferencias con el resto.

Se podrá estudiar la reacción a la velocidad/inclinación de cada usuario, pudiéndose analizar en que velocidad/inclinación pasamos de andar a correr, relación cadencia pendiente a igual velocidad, relación cadencia velocidad.

Igualmente podemos estudiar los tiempos de reacción al cambiar las velocidades de la cinta. Tiempo transcurrido hasta que observamos una estabilización en las variables y cuales son las mas afectadas.

En caso de usuarios con algún tipo de lesión podremos estudiar a que velocidades se manifiestan

Las condiciones de carrera se mantendrán durante un minuto, ya que analizando los datos de carrera en salidas previas, realizadas para comprobar el funcionamiento del dispositivo Stryd, compruebo que en los cambios de ritmo, la gráfica de potencia muestra un pico en la transición andar – correr, y tras 15 segundos aproximadamente se estabiliza el valor de potencia.



Los datos obtenidos con el dispositivo stryd, se vuelcan a la aplicación para móvil del mismo, y desde este se envían a la página web <https://www.stryd.com/powercenter/profile> dónde podemos analizarlos en nuestro ordenador más cómodamente así como comparar diversas rutinas o planes de entrenamiento. Tenemos la opción de volcarlos a nuestro ordenador para analizarlos si es necesario con otros programas, en mi caso utilizo Golden Cheetah.

Los datos volcados son el resultado del análisis que el dispositivo hace no pudiendo acceder a los datos en bruto de los giróscopos de este.

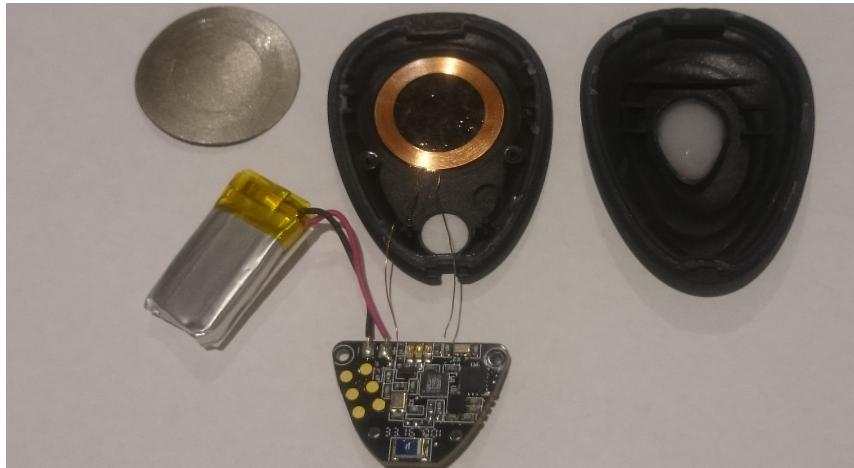


Imagen del interior del dispositivo Stryd

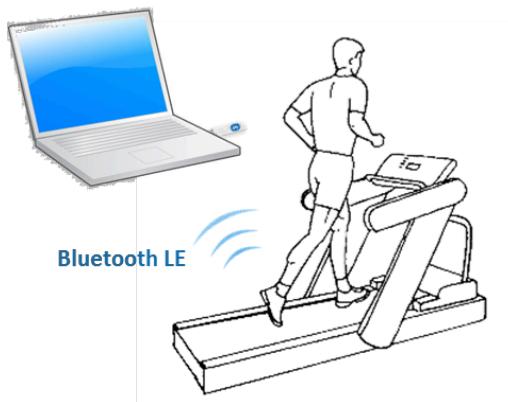
Los datos obtenidos del dispositivo serán los que utilizaremos como referencia para validar los resultados de nuestros cálculos. Al mismo tiempo se recogerán los datos de nuestras plantillas para su posterior procesado y análisis.

3.4 Datos de entrada

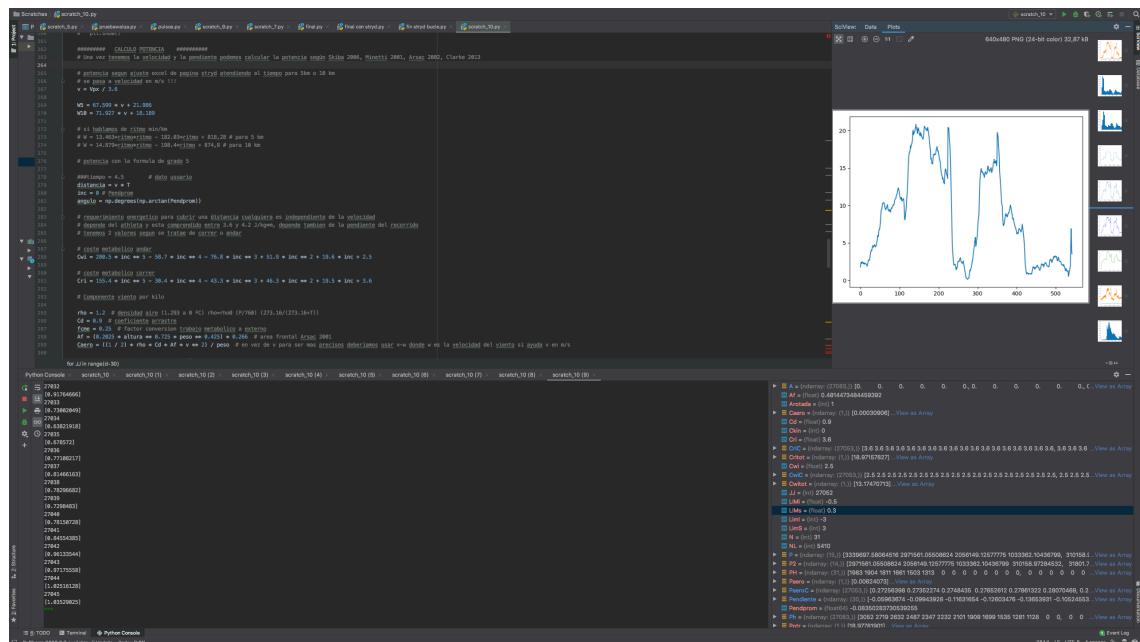
Se recibirán los datos de los giróscopos, acelerómetros magnetómetro y sensores de presión ubicados en las plantillas mediante una comunicación bluetooth entre la plantilla y un ordenador ubicados ambos en el laboratorio. Las plantillas capturan datos con una frecuencia de 50 Hz, es decir tomaremos muestras cada 20 milisegundos. Los datos almacenados son: 4 presiones, localizadas en el talón arco primer y quinto metatarsianos, aceleración en cada uno de los ejes, velocidades de giro en cada uno de los ejes y ángulos de roll (giro) y pitch (cabeceo). Los datos del magnetómetro se desestiman ya que para nuestros cálculos no va a afectar la dirección en la que realicemos el ejercicio. Visualizando las gráficas de cada una de las aceleraciones comprobamos que en ciertas zonas y solo en un caso aparece un pico que llega a saturar el sensor, es solo un pico que aparece en el momento de contacto con el suelo siendo el resto de los valores menores a 4g por lo que decidí limitar a este valor el pico, mejorando los resultados.

3.5 Procesado

Los datos de giróscopos y acelerómetros son transmitidos por bluetooth desde la plantilla, toda la circuitería IMU, comunicaciones, microcontrolador batería y cargador se encuentran alojadas en un hueco en la zona del talón en la plantilla. Se reciben y almacenan mediante un ordenador equipado con un sistema de recepción para su posterior análisis.

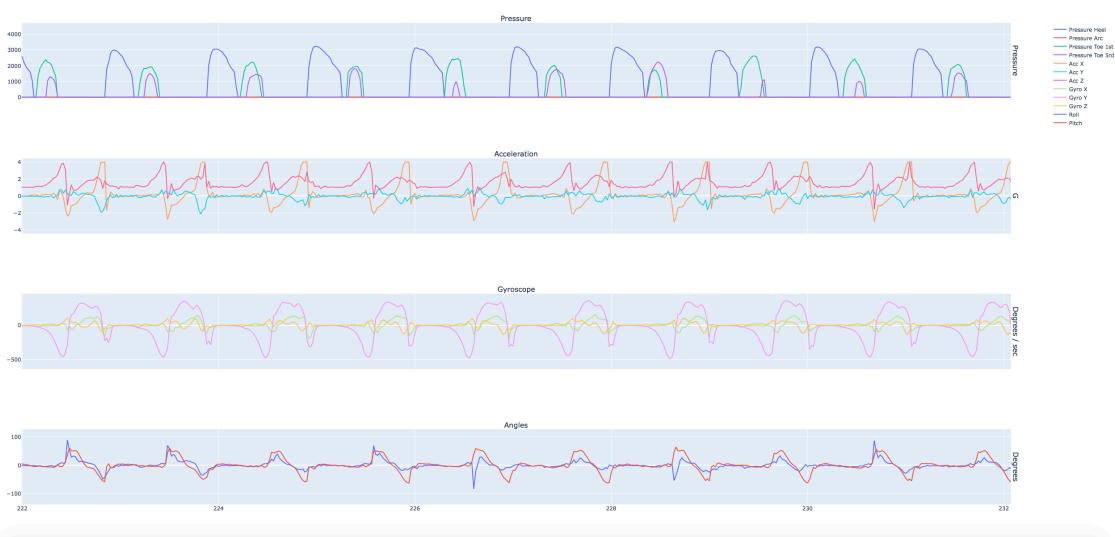


El análisis de datos se realizará mediante el lenguaje de programación Python y el software PyCharm (<https://www.jetbrains.com/es-es/pycharm/>) como entorno de programación incluye: consola de programación depuración y visualización de datos y gráficos.



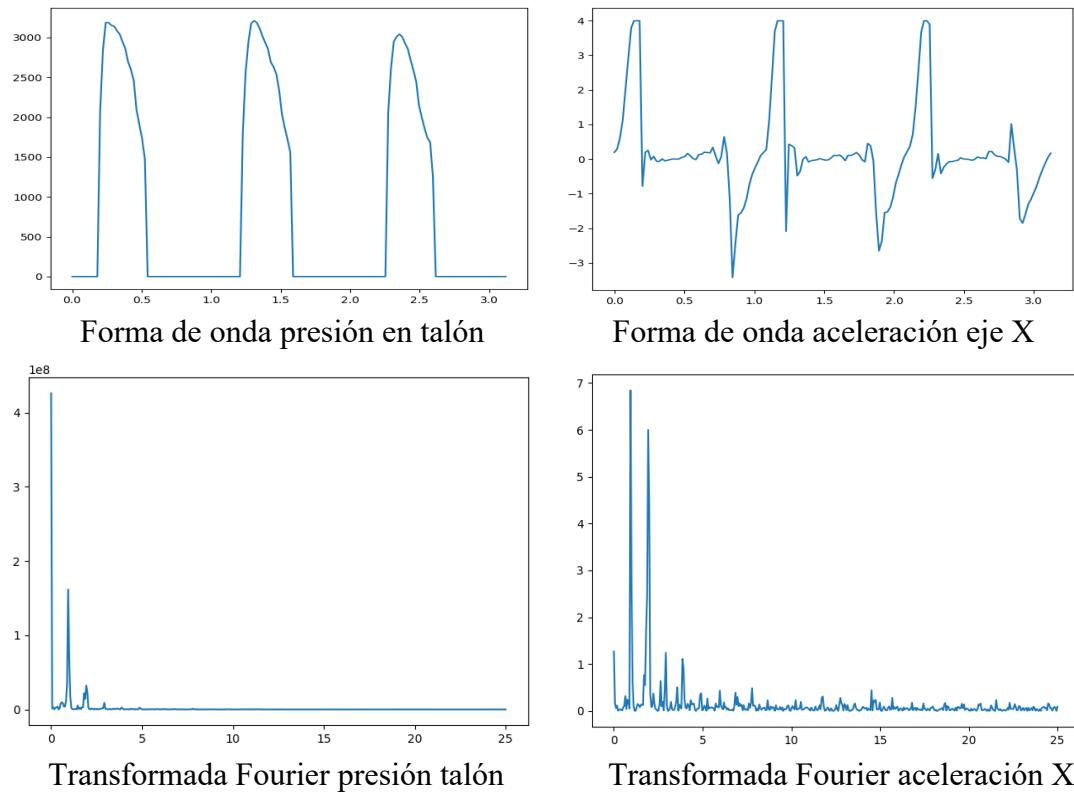
De los datos obtenidos deberemos en primer lugar extraer las características del paso y carrera necesarias para el cálculo de potencia como se dijo en el apartado dedicado a la metodología.

El primer parámetro que me decido a extraer sobre los resultados obtenidos es la duración del paso en segundos o bien la cadencia, no dejan de ser una la inversa de la otra. De las diversas formas de medir la duración del paso; tiempo entre dos inicios consecutivos de presión al apoyar el pie o bien variaciones en las aceleraciones en los distintos ejes aparición de valores máximos en la aceleración cortes por cero u otros, al visualizar las gráficas de los diversos sensores advierto que todas presentan un patrón repetitivo más o menos complejo según la variable escogida, aunque con una mayor carga de proceso matemático me inclino por aplicar un análisis de Fourier a los datos de entrada, compruebo que con tiempos de unos 10 segundos, aproximadamente 10 pasos, obtenemos una medida suficientemente precisa, compruebo que aunque aumentemos el tiempo sobre el que realizamos el análisis no observamos cambios significativos en la medida.

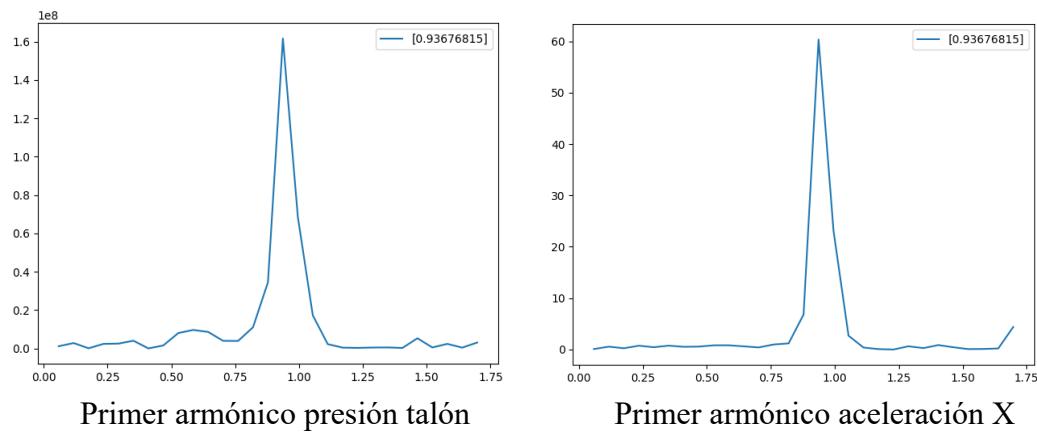


Para corroborar la utilidad del método aplico el análisis de Fourier a todas las variables, el valor obtenido para la frecuencia fundamental es el mismo para todas ellas lo que sirve como comprobación de que el método es adecuado para la obtención de este parámetro. Como ventaja tenemos que el procedimiento es el mismo independientemente de la variable sobre la que actuemos. Otros métodos de identificación de características en cada una de las señales implican el análisis individualizado de cada una de ellas buscando una característica que nos permita identificar el inicio de cada ciclo, y la forma de indicarnos que este suceso se da, en caso de que en uno de los ciclos esta característica no se detecte perderemos este ciclo, y posiblemente afecte a los resultados de los cálculos efectuados en este periodo.

Realizamos el análisis de Fourier como ejemplo tomo la presión en el talón y la aceleración en el eje X. Como podemos comprobar debido a la sencillez de la forma de onda de la presión y lo complejo de la forma de aceleración en el eje X, el número de componentes frecuenciales de la aceleración es muy superior al de la presión en el talón.



Nos quedamos con la frecuencia fundamental a partir de ésta deducimos el tiempo que dura un paso. Se comprueba que independientemente de la variable que se tome el valor es el mismo, siendo 10 segundos el tiempo para obtener el valor con la señal más compleja e inferior con señales mas simples (sensores de presión).



Como podemos observar la frecuencia fundamental, es decir la frecuencia con la que se repite el patrón, en nuestro caso frecuencia de la pisada, es la misma en ambos casos, se comprueba que obtenemos el mismo resultado con todas las variables recogidas de los sensores.

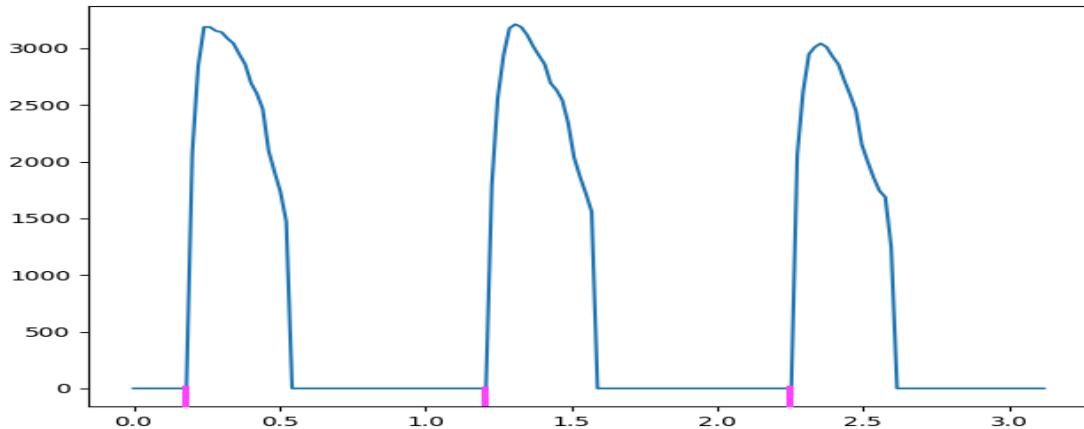
El tiempo entre pisadas es la inversa de la frecuencia:

Frecuencia fundamental: 0.93676815

Tiempo del paso: 1.0675 s

Para comprobar la similitud entre éste método y el tradicional de identificar características, por ejemplo inicio de pisada con el inicio de valores de presión en el talón.

Calculando el tiempo entre pisadas analizando la gráfica de presión



obtenemos promediando la longitud de los pasos utilizados para los cálculos anteriores:

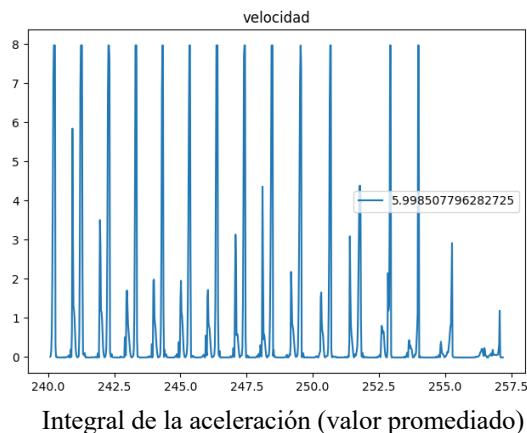
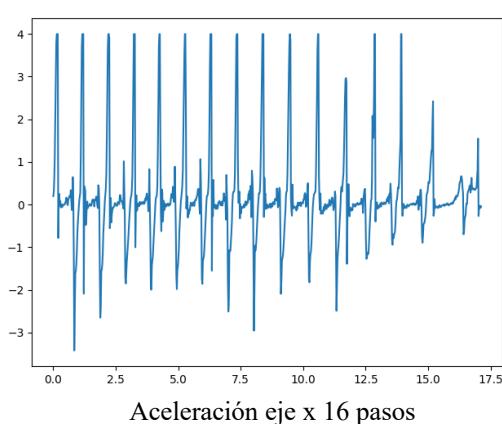
Tiempo del paso: 1.05846 s

Como vemos la diferencia es de 0.009 segundos, despreciable si tenemos en cuenta que la mayor precisión que podemos obtener por la frecuencia de muestreo es de 0.02 segundos.

Podríamos hacerlo igualmente con las aceleraciones o valores de los giróscopos, pero por la forma de las gráficas el cálculo se realiza con la presión del talón por sencillez.

El siguiente paso es deducir la velocidad de los datos obtenidos por los acelerómetros, nos centramos en el acelerómetro coincidente con la dirección de desplazamiento eje x, calculamos la integral de la aceleración para así obtener la velocidad. La integral la obtenemos aplicando directamente la definición de la integral de una función. El dato obtenido de la duración del paso nos servirá para calcular el tiempo en el que hacemos el cálculo de la velocidad. El valor será el valor medio de la velocidad en ese periodo de tiempo. Comprobamos que el valor obtenido va a depender del tamaño del paso si tomamos mas o menos datos, si estos toman el paso completo o si el punto de inicio y fin son correcto, por lo que decido tomar el valor promedio en varios pasos, a partir de 5 el valor presenta muy pequeñas variaciones, dejando de afectar los problemas anteriormente descritos.

Tomamos 16 pasos, los datos se tomaron a una velocidad de 6 km/h las gráficas obtenidas son:



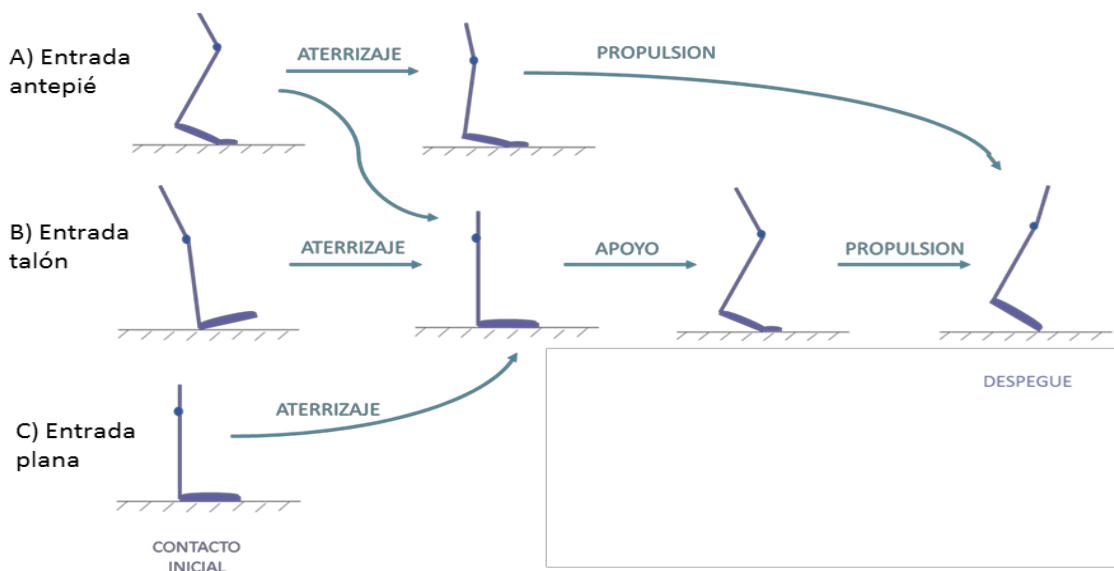
El valor promedio obtenido de la velocidad está entre los 5,4 km/h, si usamos sólo 5 pasos y los 5,9 km/h si realizamos los cálculos con 16 pasos, el error pasa de un 10% a menos del 2%.

Necesitamos el valor de la inclinación del terreno para calcular la potencia desarrollada según Minetti (2002). Para esto en un primer momento decidimos usar la integral el valor de los giróscopos y el valor del ángulo Pitch y Jaw.

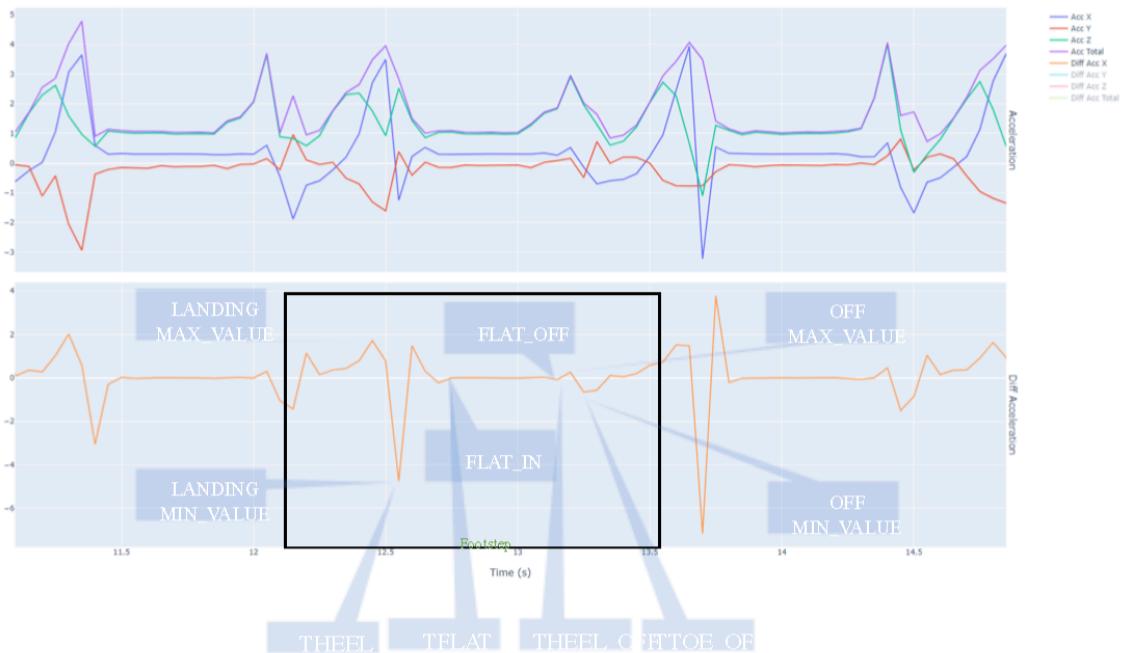
El mayor problema lo tenemos en el momento en el que debemos realizar los cálculos y aunque será en el momento en el que la aceleración en el eje Y sea nula, o bien la velocidad en el eje x se anula. Este que será el momento en el que nuestra zapatilla esta apoyada plana en el suelo. Pero en caso de que la zancada se dé de forma que no se produzca apoyo del talón este dato no podremos calcularlo correctamente así que el método no será aplicable.

Como vemos en el siguiente gráfico en el que se observan los tres tipos de apoyo del pie nos estamos refiriendo al caso de entrada antepié. (grafico obtenido de TFM Ibai Gorordo Fernández)

Apoyos en carrera



En el siguiente gráfico, cortesía de HOWLab, donde se identifican las distintas fases de la pisada, el momento en el que deberemos deducir el ángulo será el comprendido entre flat_in y flat_off



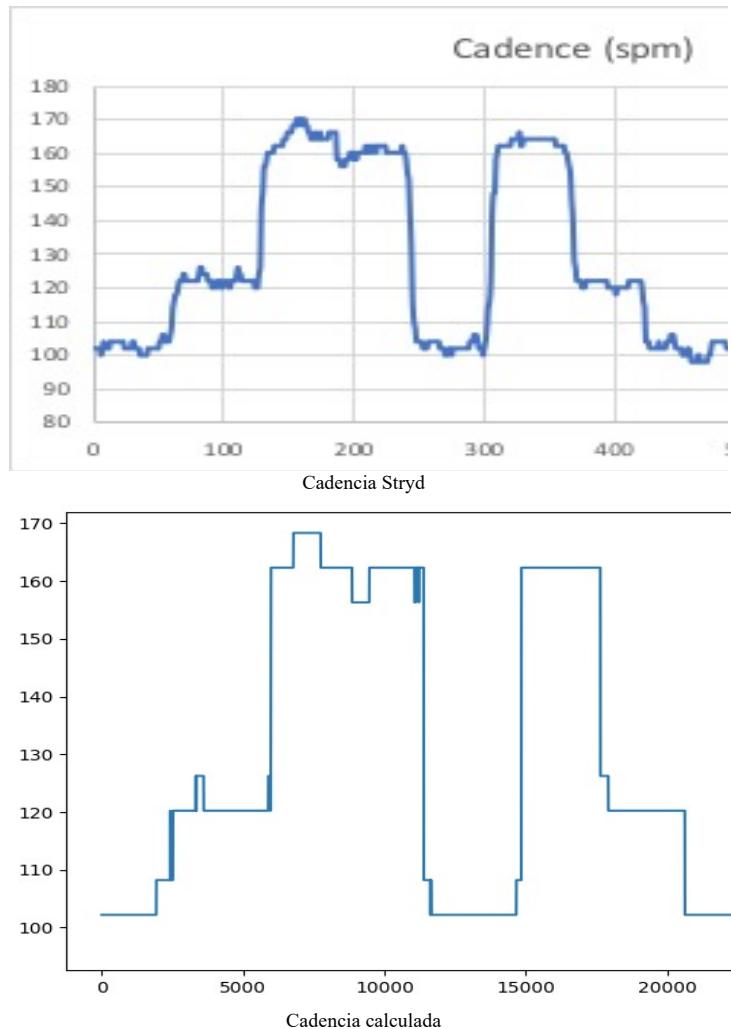
Como se puede observar solo podremos aplicar estos cálculos en caso de que en nuestro apoyo en carrera el pie este plano en el suelo. Y aún así va a depender de la precisión con la que podemos calcular el periodo de tiempo punto inicial y final. Dándolo vuelta al problema decidí tomar una solución mediante el cálculo de la distancia en el eje “x” avance de carrera y el eje “y” oscilación vertical de nuestro cuerpo, en caso de correr en un terreno plano el espacio recorrido en dirección ascendente y descendente será el mismo, nuestro sensor se halla en el interior de la zapatilla con lo que posibles variaciones del centro de gravedad debidas a una mayor o menor flexión de las rodillas no serán tenidas en cuenta.

Teniendo en cuenta que calculamos una velocidad promedio en un número determinado de pasos en torno a 15 como vimos en el apartado anterior, el dato de la velocidad en el eje x ya la tenemos, si calculamos de igual modo la velocidad en el eje y, teniendo en cuenta que el tiempo es el mismo podemos deducir que la pendiente es el cociente de estas velocidades.

$$\text{pendiente} = \frac{e_y}{e_x} = \frac{v_y t}{v_x t} = \frac{v_y}{v_x}$$

Una vez obtenida la velocidad de nuestro movimiento y la pendiente sobre la que nos desplazamos podremos realizar el cálculo de la potencia.

Tal y como se describe anteriormente calculamos la cadencia en nuestro ciclo de prueba, comparando con los datos obtenidos con el equipo Stryd, utilizado como patrón, obtenemos el siguiente resultado.



Donde podemos comprobar que el método propuesto ofrece un resultado muy similar al ofrecido por el producto comercial seleccionado como referencia.

El dispositivo Stryd ofrece una medida cada segundo, en nuestro caso obtenemos 50 medidas por segundo.

Como posible fallo de nuestro método valga recordar el uso de la transformada de Fourier, lo que implica la necesidad de un procesador de cálculo mas potente que los habitualmente encontrado en los procesadores estándar. Actualmente se encuentran procesadores capaces de realizar estos cálculos a precios asequibles y no muy superiores a los procesadores estándar.

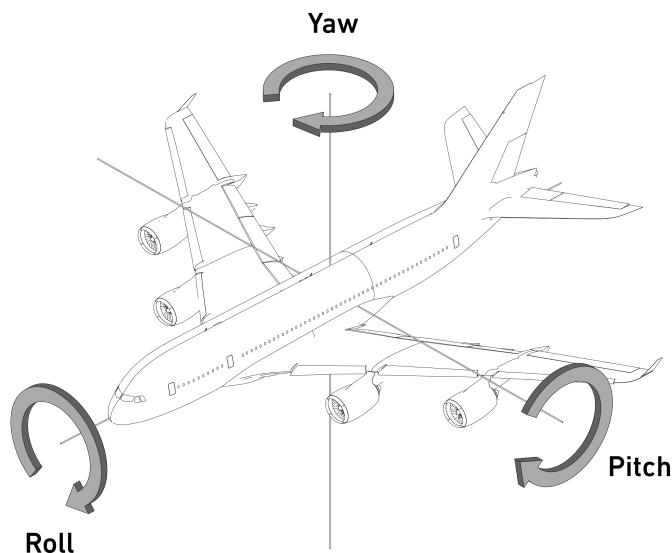
El desplazamiento de nuestro pie no es paralelo al suelo, sino que gira en torno a las articulaciones de cadera tobillo y rodilla. Para tener en cuenta este efecto no podemos tomar los datos de la aceleración en el eje x directamente. A la dirección de nuestro desplazamiento le debemos aplicar la matriz de rotación entorno a los ejes roll y pitch

Haciendo $\theta = \text{pitch}$ o *cabeceo* y $\varphi = \text{roll}$ o *alabeo*

La matriz de rotación será:

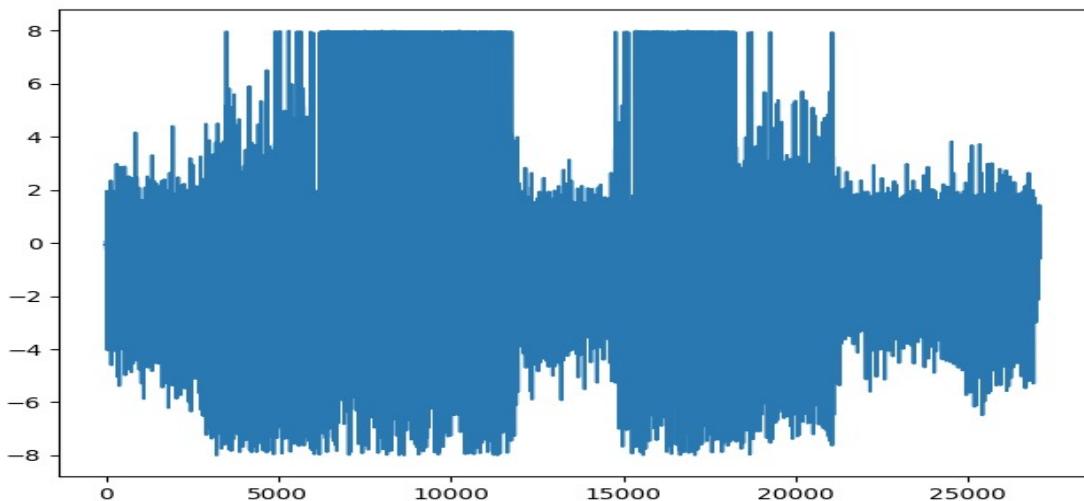
$$R = \begin{pmatrix} \cos \theta & \operatorname{sen} \varphi \operatorname{sen} \theta & \cos \varphi \operatorname{sen} \theta \\ 0 & \cos \varphi & \operatorname{sen} \varphi \\ -\operatorname{sen} \theta & \operatorname{sen} \varphi \cos \theta & \cos \varphi \cos \theta \end{pmatrix}$$

Obtenemos así las aceleraciones rotadas utilizando los ángulos roll (alabeo), pitch (cabeceo) y yaw (guiñada) extraídos del giróscopo de nuestro IMU. De este modo los ejes de nuestros cálculos coincidirán con los del desplazamiento, avance y oscilación vertical.

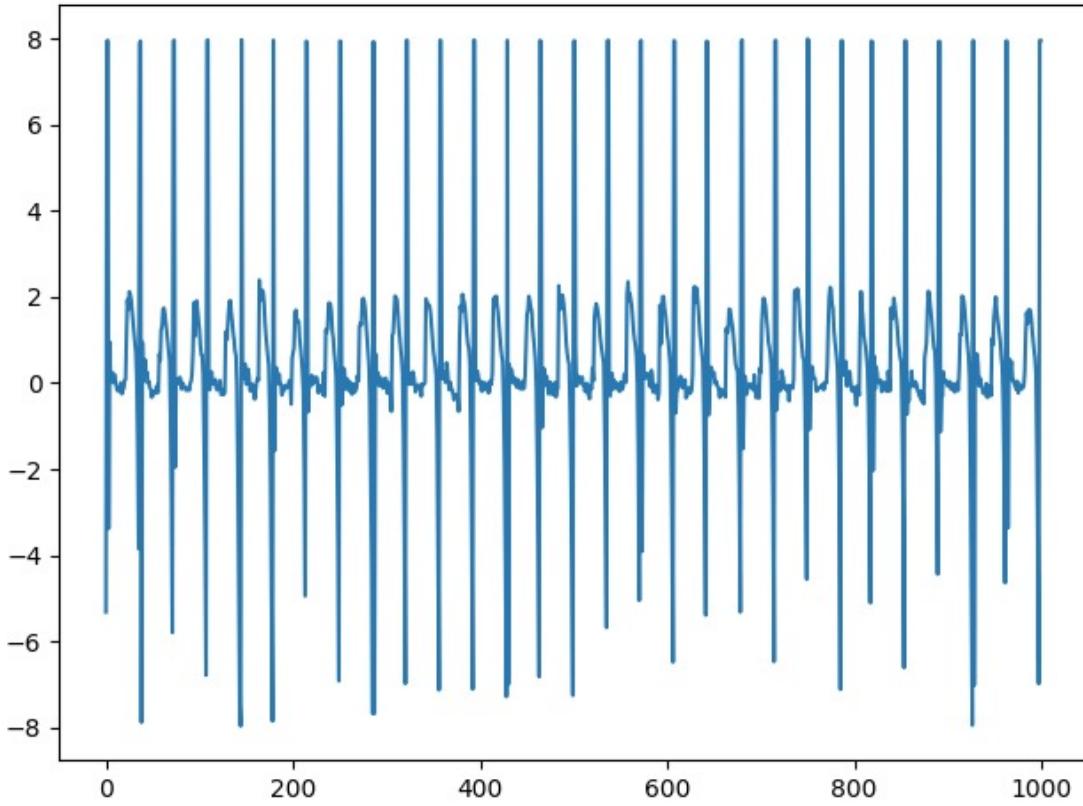


fuente imagen: wikipedia

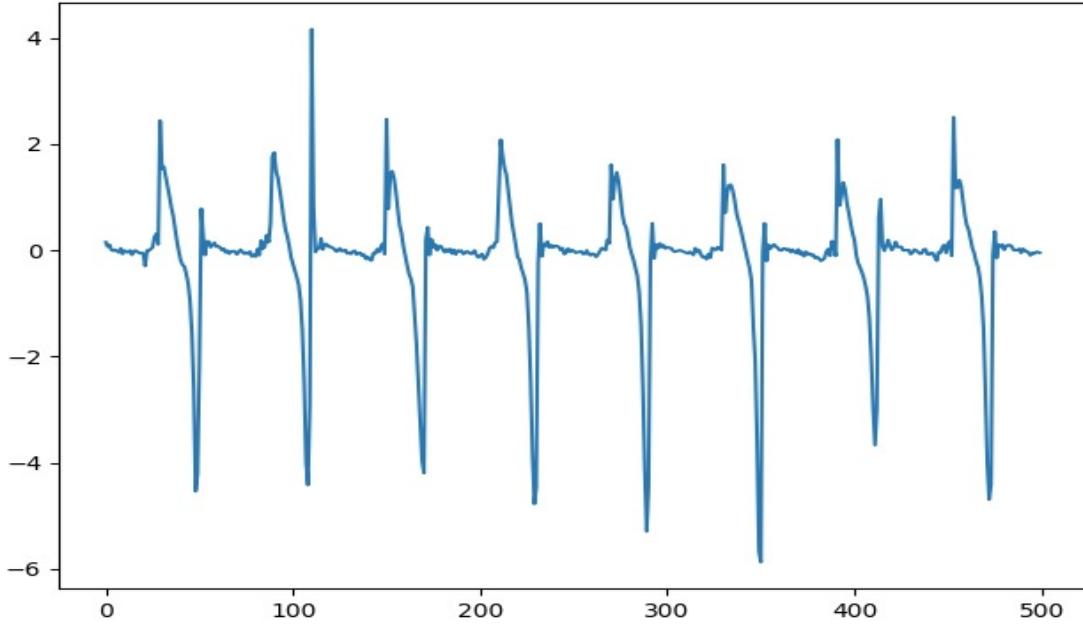
Mediante una visualización previa de los datos nos percatamos que en una de las tomas de datos el sensor presentó saturaciones en la señal en las zonas de la prueba en las que la velocidad es mayor de los 5 km/h como puede verse en la siguiente figura:



Ampliando la vista observamos claramente que el problema es debido a la aparición de unos picos en cada pisada.

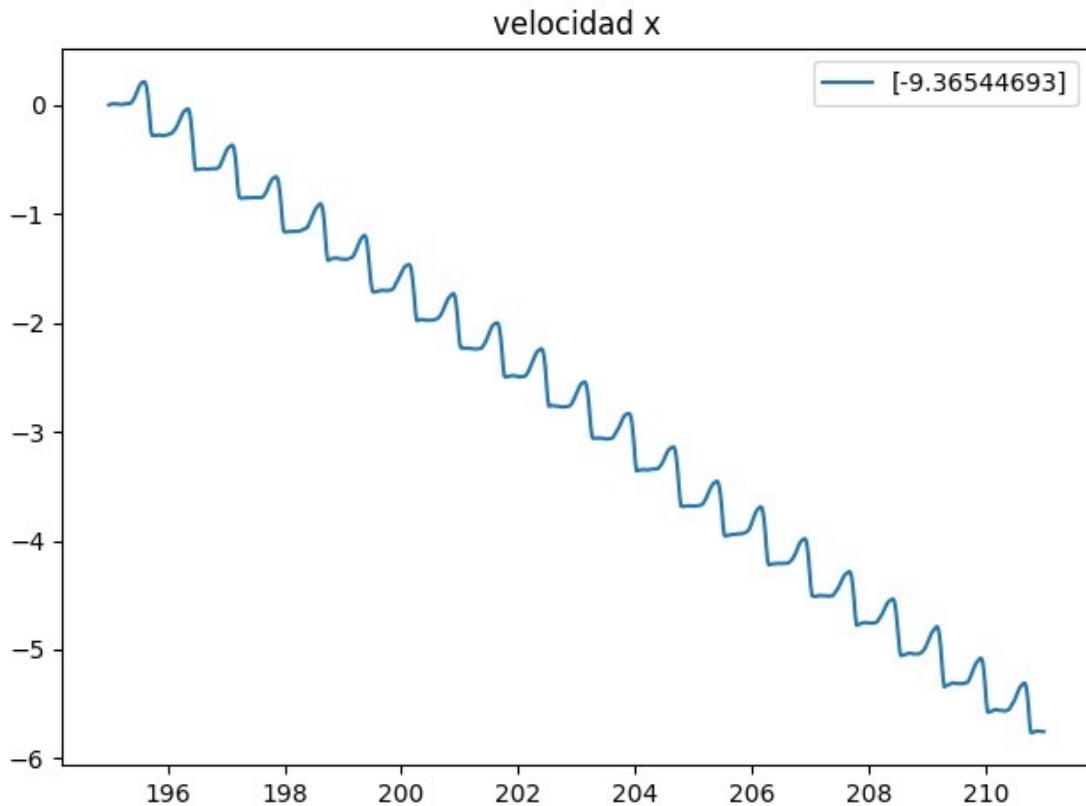


Para solventar este problema procedemos a su eliminación anulando todo valor de aceleración que supere las $4g$ quedando la aceleración según se muestra



Para el cálculo de la velocidad procedemos a la integración de la aceleración en el eje X correspondiente a la dirección de nuestro desplazamiento. Nuestro procedimiento es similar al utilizado por R. Jiménez et al. [58] así como en [57] y

59] el algoritmo ZUPT (zero velocity updates) es considerado el más versátil y fiable. Consiste en poner a cero la velocidad cada vez que se detecta un paso eliminando así la deriva observada en caso contrario, en nuestro caso el efecto de la deriva es obvio como podemos ver en la siguiente imagen:



Realizamos un calculo similar ya que al alcanzar la ventana de calculo varios pasos lo que hacemos es, conociendo la anchura y la cadencia, dividir el valor acumulado por el numero de pasos incluidos en nuestra ventana. En cada nuevo cálculo partimos de un valor cero en la velocidad, con lo que nuestro método sería una extensión del descrito, pero ampliándolo a un determinado numero de pasos. A diferencia del método ZUPT en el que al detectar el final del paso se anula la velocidad para el siguiente calculo, en nuestro caso ya que la cadencia no la calculamos mediante métodos basados en la detección de inicio final de pasos, podemos utilizar un mayor número de pasos para aplicar un promedio. Como se explico en la sección anterior el calculo de la cadencia no esta basado en la detección de inicio y fin de paso, y el ancho de la ventana se escogió de forma que el valor de la cadencia es suficientemente preciso empleando la menor ventana posible.

4.Resultados

Se prueban diversos métodos de cálculo de la velocidad, se cambia el ancho de la ventana de cálculo, filtrado de los datos y filtrados de resultados pero aún así no llego a un resultado satisfactorio, siendo el resultado más aceptable el mostrado a continuación. Donde podemos intuir los valores de la velocidad y apreciar las variaciones, pero sin llegar a ser unos valores claros.

Comparativa resultados Stryd en el que vemos que ha salido perfectamente reflejada la forma del test propuesto y el valor de velocidades calculado donde vemos que los valores se intuyen siendo correctos pero no obtenemos una gráfica definida y estable siendo un resultado no satisfactorio, como problema añadido tenemos que el resto de cálculos se apoyan en el valor de la velocidad, que dando por tanto pendiente bien la corrección de la toma de datos, el ensayo con diversas adecuaciones de datos o filtrados o depurar el método de cálculo.

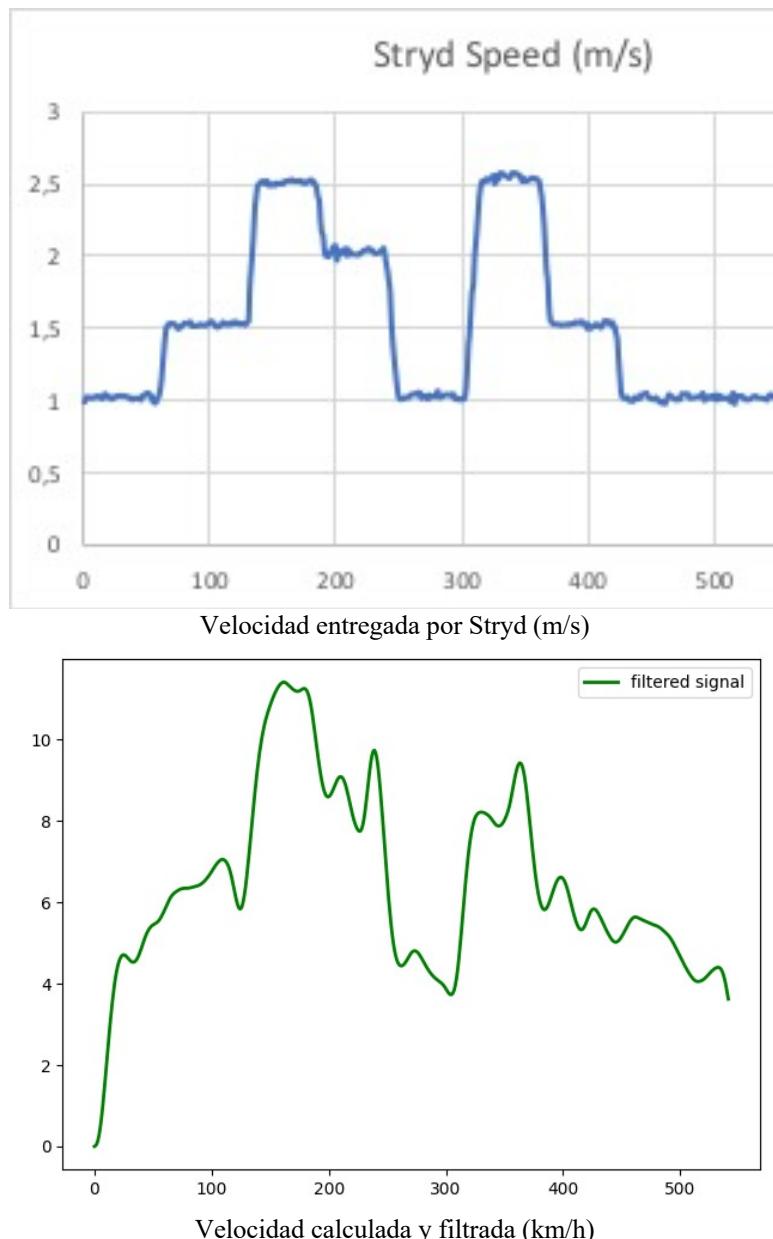
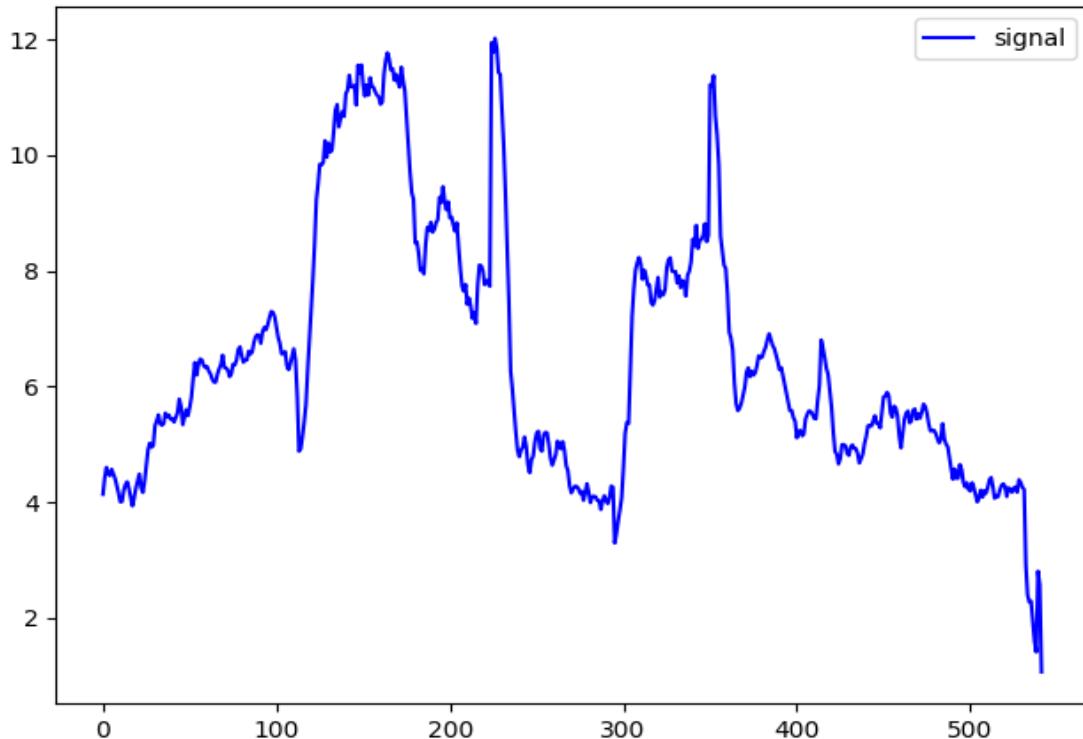


Gráfico de la velocidad calculada sin aplicar filtros, se aprecia ruido y picos especialmente marcados en los cambios a una velocidad menor, en los casos en los que se aumenta la velocidad este pico no se manifiesta de forma tan evidente. Al filtrar la señal se aprecia como el gran ruido presente en los datos hace que en vez de marcarse zonas planas de velocidad constante tiende a presentar una envolvente, difuminando los datos en las zonas de baja velocidad.



Debido a la baja calidad del resultado hemos de suponer que en el eje Y ocurrirá algo similar, aún en el caso de que el eje Y se comporte excelentemente, al tener que utilizar los valores de velocidad obtenidos para el eje X el cociente obviamente carecerá de la calidad necesaria. por lo que el método propuesto para el cálculo de la pendiente queda en espera de la mejora de los resultados del cálculo de velocidades.

El método de medida del ángulo pitch (cabeceo) en el momento en el que la aceleración en el eje X se anula se desestima ya que se comprueba que es altamente dependiente del momento en el que se toma la medida o de la ventana empleada en caso de decantarnos por un promedio de las medidas en el tiempo que dura el apoyo, por otra parte como se comentó en el análisis de los apoyos de pie en carrera nos encontramos con la posibilidad de que el corredor emplee la técnica entrada antepié → propulsión → despegue vimos que en este caso no hay un apoyo plano del pie con el suelo por lo que este método no será apropiado para la obtención del angulo de inclinación del terreno.

Cálculo del tiempo de apoyo, que es el comprendido entre flat in y flat off vistos en el esquema de pisadas se HOWLab comentado anteriormente. La forma más sencilla de medir este espacio de tiempo será anular el valor de la aceleración cuando toma cierto límite superior e inferior $\pm 0.1g$ y buscar en nuestro array de datos donde comienza y acaba cada subarray de ceros. La longitud de estos

conjuntos de ceros nos dará como resultado el tiempo de apoyo de cada paso, como sabemos la longitud de cada paso ya que la hemos calculado anteriormente para la cadencia, la resta de estos valores nos dará el tiempo de vuelo de cada paso. A partir de estos datos podemos calcular el porcentaje de apoyo o vuelo, estimar la amplitud de la oscilación de nuestra carrera y la potencia consumida en el desplazamiento en el eje vertical.

$$h_{max} = \frac{1}{8} g t_f^2$$

$$P_y = \frac{Mg^2}{t_c} \left(\frac{t_f^2}{4} + \frac{t_c(t_c + t_f)}{\pi} - \frac{t_c^2}{4} \right)$$

$$K_v = \frac{M \left(\pi(T_f + T_c) \right)}{T_c^2 \left(\frac{T_f + T_c}{\pi} - \frac{T_c}{4} \right)}$$

$$K_{leg} = \frac{F_{max}}{L - \sqrt{L^2 - \left(\frac{vt_c}{2} \right)^2} + \Delta y}$$

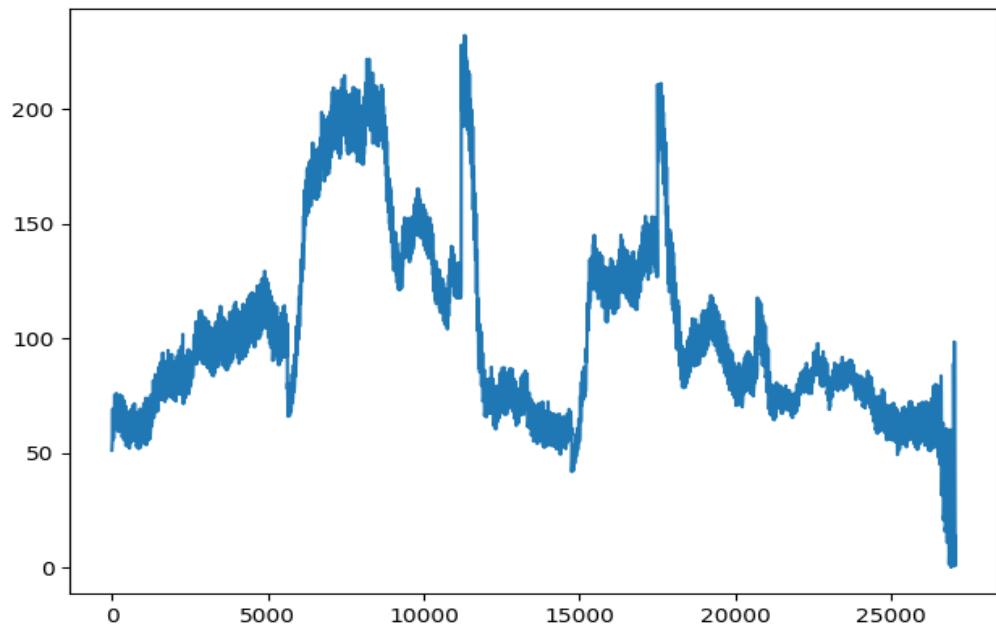
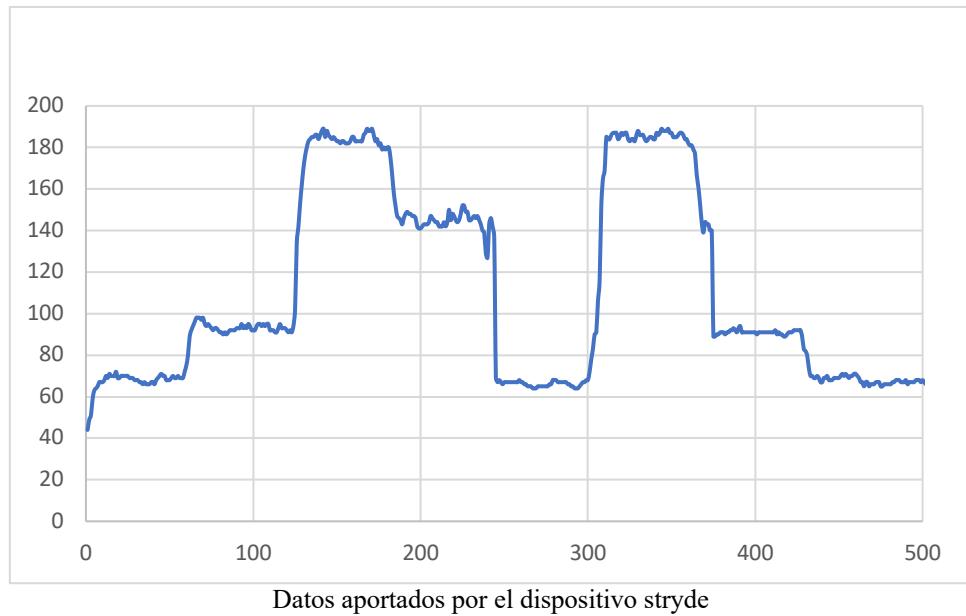
La potencia total la calcularemos según el método GOVSS desarrollado por el doctor Skiba. De acuerdo con las ecuaciones descritas en la metodología. Recordemos que las ecuaciones finales eran dos dependiendo del tipo de actividad desarrollada:

$$P_w = (C_{wi} \cdot eff + C_{aero} + C_{kin}) \cdot v \cdot peso$$

$$P_r = (C_{ri} \cdot eff + C_{aero} + C_{kin}) \cdot v \cdot peso$$

Como vemos es totalmente dependiente de la velocidad a la que se realiza el ejercicio, al correr sobre una cinta el efecto del viento se desprecia y el cálculo de la inclinación no se ha podido realizar ante la baja calidad de los valores de velocidad deducidos. El intentar calcular la inclinación utilizando los valores en X y en el eje Y que obviamente van a adolecer de los mismos problemas solo nos da un resultado sin utilidad, se comprobó que el resultado era totalmente aleatorio y sin sentido apareciendo valores totalmente fuera de lugar. Queda este refinamiento en el cálculo para próximos estudios, lamentablemente la situación especial de este año ha impedido la toma de medidas de un modo más correcto.

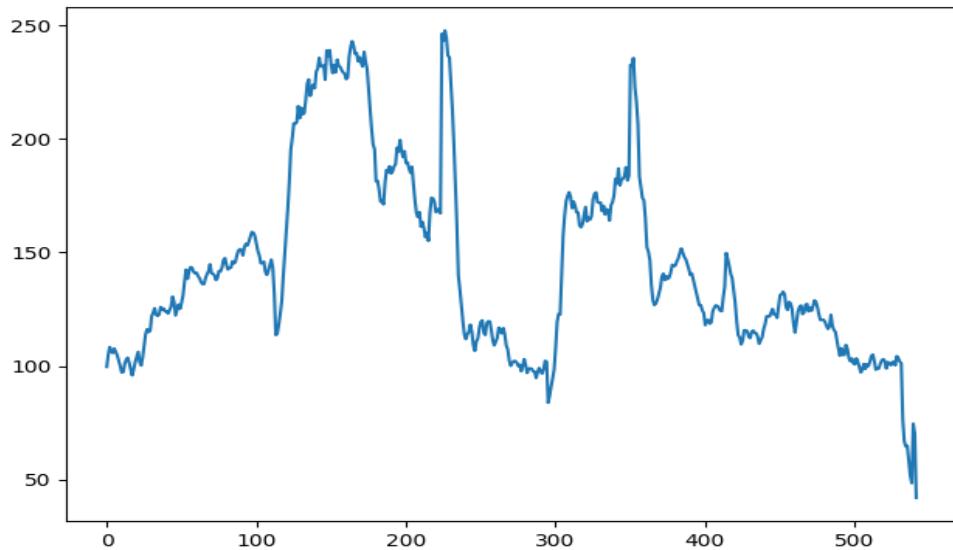
Compararemos los datos obtenidos desde Stryd con los 2 cálculos propuestos estimación según datos extraídos a título orientativo de la página Stryd y los calculados según el método GOVSS de Skyba



Datos obtenidos por el metodo GOVSS de Skyba

Como vemos los valores se hallan enmascarados por el ruido en la obtencion de la velocidad pero se aprecia que los valores son comparables en ambos casos, se evidencia el error de calculo de la velocidad en el segundo periodo a 10 km/h.

Como último resultado presentamos la estimación que obtenemos aplicando la aproximación a la potencia según datos extraídos de la pagina Stryde.



La utilidad de estos últimos debemos tener claro que se refiere a condiciones en las que no habrá ningún tipo de interacción con el viento y están referidas a un corredor estándar, no teniendo dependencia ni con su peso ni talla, aunque podemos comprobar que como primera aproximación y método rápido de cálculo es adecuado, podría asimilarse a las estimaciones de consumo calórico de las pulseras de actividad. Para un producto en el que se quiere ofrecer un Plus sin ceñirse a calculos más precisos podria ser una opción.

No obstante, la pagina web del dispositivo Runscribe nos ofrece la posibilidad de introduciendo valores de nuestra carrera obtener resultados de potencia según el método GOVSS, donde se comprueba que el término debido a la resistencia del aire, potencia total, y término debido a inclinación son calculados correctamente.

Measured/Known Inputs	Calculated Values
Pace(kph): 12	GOVSS (Gravity Ordered Velocity Stress Score): 10.0 W
Cadence(steps/min): 160	Kinetic Contribution (Acceleration/Deceleration): 0.0 W
GCT(ms): 280	Gradient Contribution - (Efficiency is 0.34): 288.9 W
Slope(%): 0	GOVSS Total Power: 299.0 W
Weight(kg): 70	
Height(cm): 180	
Wind Velocity (kph): 0	
	Stiffness Calcs
	Kleg: 7.6 kN
	Kvert: 20.4 kN

5. Conclusiones y trabajo futuro

Aunque los resultados no han sido todo lo exactos que se habría deseado, debido a la obtención de la velocidad, y el intento de resolución de este problema ha consumido excesivo tiempo. Hemos podido probar varios métodos de cálculo de velocidad quedándonos con el que mejores resultados ha arrojado, aplicación matriz rotación e integración de la resultante. Se ha podido corregir el problema de la deriva en el método de cálculo de velocidad a partir la integración de la aceleración mediante una adaptación del algoritmo ZUPT.

Se ha corroborado la precisión del cálculo de la cadencia a partir de la FFT de un pequeño número de pasos, método que nos aporta el resultado sin tener que preocuparnos de localizar características de la gráfica. Por otra parte para poder realizar este cálculo en tiempo real se deberá incorporar un procesador suficientemente potente para enfrentarse a estas operaciones, lo que puede ocasionar un incremento de costes en el prototipo final.

Aunque no hemos podido enfrentar los resultados de potencia de igual a igual ya que los calculados se encuentran afectados por el incorrecto cálculo de la velocidad podemos comprobar que los resultados tanto provenientes del cálculo estimativo como los obtenidos por el método GOVSS nos ofrecen errores no muy altos estando todos en un rango similar. Como vemos el cálculo aproximado arroja valores próximos, pero al no tener dependencia con el peso del corredor tenemos que el resultado será el mismo para un corredor de 40 kilos que para uno de 90 igualmente los valores obtenidos no se verán afectados por la altura, en nuestro caso carrera en cinta no será parte importante ya que la resistencia al viento no es apreciable.

Durante la toma de datos inicial se detectaron perdidas de conexión que se solventaron en una segunda versión del programa de adquisición de datos. Se detectó en una de las carreras el problema señalado de aparición de picos que saturaban la señal del sensor, la solución pasa por analizar si estos picos son reales y a que se deben o bien realizar una eliminación de estos limitando el valor máximo para estos picos, solución que se aplica en el algoritmo de cálculo.

Al disponer de dos plantillas, de hecho, se han recogido datos de ambas simultáneamente cabe el estudio de simetría en las extremidades para indicar al usuario cual debe fortalecer y en que grado o la detección de posibles problemas de salud, este estudio no se ha realizado ya que al no obtener valores fiables todo estudio a partir de estos se habría contaminado por estos.

Dado el carácter excepcional de este año solo se han podido realizar estudios sobre 4 carreras realizadas por un mismo atleta con lo que queda pendiente cuando las circunstancias lo permitan, el realizar el estudio con un mayor abanico de usuarios, igualmente al sufrir yo una lesión de la que fui intervenido tampoco he podido realizar todas las pruebas que habría sido deseable. De igual modo queda pendiente un estudio cinemático de la carrera.

Teniendo en cuenta que el algoritmo de cálculo de potencia es correcto las próximas tareas serían prueba en exterior donde se pueda apreciar el efecto del viento, implementación del algoritmo en microcontrolador para tratamiento de

señales en tiempo real y envío de datos tanto en bruto para posteriores mejoras de los algoritmos como de características extraídas.

Algoritmo

Programa utilizado para calcular Cadencia paso, velocidad y potencia según se ha descrito anteriormente:

```

from __future__ import division # hace que se utilice la división en punto flotante
from scipy import signal
import matplotlib.pyplot as plt
import numpy as np
import pandas as pd

#from PIL import Image
#from numpy.fft import fft2, fftshift, ifft2

# dx=[] definimos el array para la derivada en el eje x
# dy=[]
# dt2=[]
frecfunC = []
longpasoC = []
VpxC = []
VpyC = []
incC = []
W5C = []
W10C = []
CwiC = []
CriC = []
effC = []
PaeroC = []
PotwC = []
PotrC = []

Vxf = []

peso = 70 # dato usuario
altura = 1.70 # dato usuario
Lpierna = (altura-59.8)/2.28 # Estimación de la estatura a partir de la longitud de pierna medida
#con cinta métrica
#C. Guzmán Hernández, G. Reinoza Calderón,
R. A. Hernández Hernández

fmp = 50 # frecuencia de muestreo de la plantilla

ventana = 1000 #800
a=[]
X2 = np.zeros(ventana)
Y2 = np.zeros(ventana)
Z2 = np.zeros(ventana)

PH = np.zeros(ventana)

t2 = np.zeros(ventana)

datos = pd.read_csv('SESION 4.csv', header=0) # abro archivo de datos
x = datos.iloc[:,0]
y = datos.iloc[:,1]
f06 = datos.iloc[:,14] # 10 acx en el nuevo formato es 5

```

```

f10 = datos.iloc[:,5] # 10 acx en el nuevo formato es 5
f11 = datos.iloc[:,6] # 11 acy en el nuevo formato es 6
f12 = datos.iloc[:,7] # 12 acz en el nuevo formato es 7

f15 = datos.iloc[:,15] # roll fi
f16 = datos.iloc[:,16] # pitch teta

X = np.asarray (f10)    # convertir a array
Y = np.asarray (f11)    # convertir a array
Z = np.asarray (f12)    # convertir a array

fi      = np.asarray (f15) #f15
teta   = np.asarray (f16) #f16

Xoriginal = X
Yoriginal = Y
Zoriginal = Z

Ph = np.asarray (f06)    # presion para calcular cadencia

d = f12.size            # numero de datos
t = np.arange (0,d*0.02,1/fmp) # los datos se toman cada 0.02 segundos
(50 Hz)
fig, ax = plt.subplots()

##### prueba con threshold #####
# en la aceleracion haré 0 todo valor que no supere este umbral #

LIMs = 0.5      #limite superior
LIMi = -0.5     #limite inferior
for i in range (X.size):
    if X[i] < LIMi or X[i] > LIMs : # en un principio habia un
and?¿?¿ cambio i por s
        X[i] = 0

# como satura limito a 3 y -3
LimS = 3
LimI = -3

for i in range (X.size):
    if X[i] > LimS :
        X[i] = LimS

for i in range (X.size):
    if X[i] < LimI :
        X[i] = LimI

Xrg = ( (X * np.cos(teta*np.pi/180)) + (Y * np.sin(fi*np.pi/180) *
np.sin(teta*np.pi/180)) + (Z * np.cos(fi*np.pi/180)*
np.sin(teta*np.pi/180)) )
Yrg = ( (X * 0 ) + (Y * np.cos(fi*np.pi/180)) + (Z *
np.sin(fi*np.pi/180)) )

# Arg=((Xrg*Xrg)+(Yrg*Yrg)+(Zrg*Zrg))**0.5 # defino aceleracion total

Arotada= 1

```

```

#####
# B U C L E #####
#####

for JJ in range(d-30):          # d para todos
    X2 = Xrg[JJ: JJ+ventana]   # incremento par F2.size par, con 856
    datos tenemos un valor de v y hacemos FFT "correcta" Xrg para comparar
    Y2 = Y[JJ: JJ+ventana]   #uso A vector aceleracion a ver que
    sale...
    Z2 = Z[JJ: JJ+ventana]

    PH = Ph[JJ: JJ+ventana]

    t2 = t[JJ: JJ+ventana]

    # Fourier para calculo de la cadencia

    fs = 50. # % frecuencia de muestreo
    T = t2.size / fs

    t3 = np.linspace(0, T, int(fs * T)) # t2#t=[0:1/fs:T]
    #% puntos de muestreo
    N = t3.size
    f = PH # % señal original
    # g=f+randn(size(f));                      %% señal con ruido
    # figure, plot(t,f), xlabel('tiempo'), title('señal original')
    # figure, plot(t,g,'r'), xlabel('tiempo'), title('señal con
    ruido')
    # plt.plot(t3, f)
    # plt.show()
    TF2 = np.fft.fft((f) / (N ** 0.5))
    omega = 0.5 * fs * np.linspace(0, 1, (int(np.floor((N / 2) + 1)))
    - 1)
    rango = np.linspace(1, int(np.floor((N / 2) + 1)), int(np.floor((N
    / 2) + 1)))
    P = (np.absolute(TF2)) ** 2

    P = P[0:omega.size]
    # plt.plot(omega, P)
    # plt.show()

    omega2 = omega[1:30]
    P2 = P[1:30]

    pos = np.where(P2 == np.max(P2)) # busco en que posicion de array
    esta el maximo (el pico)
    freqfun = omega2[pos] # long media del paso, frecuencia
    fundamental del desarrollo fourier
    #print(freqfun)
    longpaso = 1 / freqfun
    cadencia = freqfun * 60 * 2 # segundos por minuto y 2 paticas
    #print(longpaso)

    # plt.plot(omega2, P2, label=freqfun)
    # plt.legend()
    # plt.show()

    # integral de X velocidad en x columna 10
    inx = []

```

```

inx = [0]

# x = np.arange(0, 10, 0.2)
# y = np.sin(x)**2
# fig, ax = plt.subplots()
# plt.plot(x, y,label='seno')

for i in range(X2.size - 1):
    # inx = np.append(inx,(((X2[i+1]+X2[i])/2)*(X2[i+1]-X2[i)))))
#areas en cada dx

    inx = np.append(inx, (((X2[i + 1] + X2[i]) / 2) * (t2[i + 1]
- t2[i])))

inx = np.append(0, inx)

for i in range(inx.size - 1):
    intx = np.append(intx, intx[i] + inx[i + 1])

delta_t = (t2[t2.size - 1] - t2[0]) # tiempo en el que calculo
Vpromx = np.average(intx) # promedio de velocidades
Vpx = (Vpromx) * 9.806 # velocidad promedio es la Vprom/ el
tiempo que estoy, la aceleracion se mide en g
    # luego debo multiplicar por g=9.806
    Vpx = abs ((Vpx / ((np.size(t2) * 1 / fmp) / longpaso)) * 3.6 * 2)
# como acumula dividido por los pasos (tiempo intervalo / freq pasos )
    # lo paso a km/h y tengo 2 pinrreles, asi que mientras el pie esta
    # quieto con el otro avanza
    # plt.title('velocidad x')
    # plt.plot(t2, intx, label=Vpx)

print(Vpx)

# plt.legend()
# plt.show()

# integral de Y velocidad en x columna 11
iny = []
inty = [0]

# x = np.arange(0, 10, 0.2)
# y = np.sin(x)**2
# fig, ax = plt.subplots()
# plt.plot(x, y,label='seno')

for i in range(X2.size - 1):
    iny = np.append(iny, (((Y2[i + 1] + Y2[i]) / 2) * (t2[i + 1]
- t2[i])))) # areas en cada dx

iny = np.append(0, iny)

for i in range(iny.size - 1):
    inty = np.append(inty, inty[i] + iny[i + 1])
inty = -inty # el eje y va la reves

delta_t = (t2[t2.size - 1] - t2[0]) # tiempo en eel que calculo
Vpromy = np.average(inty) # promedio de velocidades
Vpy = (Vpromy) * 9.806 # velocidad promedio es la Vprom/ el
tiempo que estoy, la aceleracion se mide en g
    # luego debo multiplicar por g=9.806

```

```

Vpy = (Vpy / ((np.size(t2) * 1 / fmp) / frecfun)) * 3.6

# plt.title('velocidad y')
# plt.plot(t2, inty, label=Vpy)

# plt.legend()
# plt.show()

Pendiente = inty[1:] / (intx[1:] * 2)
Pendiente = Pendiente * (Pendiente > -1) * (Pendiente < 1)

delta_t = (t2[t2.size - 1] - t2[0]) # tiempo en eel que calculo
Pendprom = np.average(Pendiente)

# plt.title('Pendiente y/x')
# plt.plot(Pendiente)

# plt.legend()
# plt.show()

# integral de Z velocidad en x columna 12
inz = []
intz = [0]

# x = np.arange(0, 10, 0.2)
# y = np.sin(x)**2
# fig, ax = plt.subplots()
# plt.plot(x, y,label='seno')

for i in range(Z2.size - 1):
    inz = np.append(inz, (((Z2[i + 1] + Z2[i]) / 2) * (t2[i + 1] - t2[i]))) # areas en cada dx
    inz = np.append(0, inz)

for i in range(inz.size - 1):
    intz = np.append(intz, intz[i] + inz[i + 1])

delta_t = (t2[t2.size - 1] - t2[0]) # tiempo en eel que calculo
Vpromz = np.average(intz) # promedio de velocidades
Vpz = (Vpromz) * 9.806 # velocidad promedio es la Vprom/ el
tiempo que estoy, la aceleracion se mide en g
# luego debo multiplicar por g=9.806
Vpz = (Vpz / ((np.size(t2) * 1 / fmp) / frecfun)) * 3.6 * 2

# plt.title('velocidad z')
# plt.plot(t2, intz, label=Vpz)

# plt.legend()
# plt.show()

##### CALCULO POTENCIA #####
# Una vez tenemos la velocidad y la pendiente podemos calcular la
potencia seg&uacute;n Skiba 2006, Minetti 2001, Arsac 2002, Clarke 2013

# potencia seg&uacute;n ajuste excel de pagina stryd atendiendo al tiempo
para 5km o 10 km
# se pasa a velocidad en m/s !!!
v = Vpx / 3.6

```

```

W5 = 67.599 * v + 21.986
W10 = 71.927 * v + 18.189

# si hablamos de ritmo min/km
# W = 13.463*ritmo*ritmo - 182.03*ritmo + 818,28 # para 5 km
# W = 14.879*ritmo*ritmo - 198.4*ritmo + 874,8 # para 10 km

# potencia con la formula de grado 5

#####tiempo = 4.5          # dato usuario
distancia = v * T
inc = 0 # Pendprom
angulo = np.degrees(np.arctan(Pendprom))

# requerimiento energetico para cubrir una distancia cualquiera es
independiente de la velocidad
# depende del atleta y esta comprendido entre 3.6 y 4.2 J/kg*m,
# depende tambien de la pendiente del recorrido
# tenemos 2 valores segun se trate de correr o andar

# coste metabolico andar
Cwi = 280.5 * inc ** 5 - 58.7 * inc ** 4 - 76.8 * inc ** 3 + 51.9
* inc ** 2 + 19.6 * inc + 2.5

# coste metabolico correr
Cri = 155.4 * inc ** 5 - 30.4 * inc ** 4 - 43.3 * inc ** 3 + 46.3
* inc ** 2 + 19.5 * inc + 3.6

# Componente viento por kilo

rho = 1.2 # densidad aire (1.293 a 0 °C) rho=rho0 (P/760)
(273.16/(273.16+T))
Cd = 0.9 # coeficiente arrastre
fcme = 0.25 # factor conversion trabajo metabolico a externo
Af = (0.2025 * altura ** 0.725 * peso ** 0.425) * 0.266 # area
frontal Arsac 2001
Caero = ((1 / 2) * rho * Cd * Af * v ** 2) / peso # en vez de v
para ser mas precisos deberiamos usar v-w donde w es la velocidad del
viento si ayuda v en m/s

# Componente energia cinetica por kilo

# Ckin = (0.5 * deltav**2)/distancia # 0.0 si no hay cambios en
la v deltav = v(i+1) - v (i)
Ckin = 0

# factor eficiencia
eff = (.25 + .054 * v) * (1 - 0.5 * (v / 8.33))

# contribucion de la pendiente

Critot = Cri * eff * v * peso
Cwitat = Cwi * eff * v * peso

# contribucion aire
Paero = Caero * v * peso

# total podriamos sumar las contribuciones del aire y la pendiente

Potw = (Cwi * eff + Caero + Ckin) * v * peso # andar

```

```

Potr = (Cri * eff + Caero + Ckin) * v * peso # correr

#####      C A D E N A S      #####
frecfunC = np.append(frecfunC, frecfun)
longpasoC = np.append(longpasoC, longpaso)
VpxC = np.append(VpxC, Vpx)
VpyC = np.append(VpyC, Vpy)
incC = np.append(incC, inc)
W5C = np.append(W5C, W5)
W10C = np.append(W10C, W10)
CwiC = np.append(CwiC, Cwi)
CriC = np.append(CriC, Cri)
effC = np.append(effC, eff)
PaeroC = np.append(PaeroC, Paero)
PotwC = np.append(PotwC, Potw)
PotrC = np.append(PotrC, Potr)

print(JJ)
cadenciaC = 120 * frecfunC
#####      GRAFICOS      #####
plt.plot(VpxC)
plt.plot(PotrC)
plt.show()
plt.hist(PotrC, bins='auto')
plt.show()
plt.hist(VpxC, bins='auto')
plt.show()
plt.plot(cadenciaC)
plt.show()

NL=int(np.size(VpxC)/5)
for k in range(NL-1):
    Vxs = np.average(VpxC[k*50 : (k+1)*50])
    Vxf = np.append(Vxf, Vxs)
plt.plot(Vxf)
plt.show()

order = 3
sampling_freq = 1
cutoff_freq = .03
sampling_duration = len(Vxf)
number_of_samples = len(Vxf) # sampling_freq * sampling_duration
time = np.linspace(0, sampling_duration, number_of_samples,
endpoint=False)
# signal = Xrg # np.sin(2*np.pi*time) + 0.5*np.cos(6*2*np.pi*time) +
1.5*np.sin(9*2*np.pi*time)
normalized_cutoff_freq = 2 * cutoff_freq / sampling_freq
#from scipy import signal
numerator_coeffs, denominator_coeffs = signal.butter(order,
normalized_cutoff_freq)
filtered_signal = signal.lfilter(numerator_coeffs, denominator_coeffs,
Vxf)
plt.plot(time, Vxf, 'b-', label='signal')
plt.legend()
plt.show()

```

```

plt.plot(time, filtered_signal, 'g-', linewidth=2, label='filtered
signal')
plt.legend()
plt.show()

data = { 'Velocidad x' : [filtered_signal],
         'cadencia' : [cadenciaC],
         'Potencia' : [PotrC],
         'duración paso': [longpasoC],
       }

# en la aceleracion haré 0 todo valor que no supere este umbral #

LIMs = 0.3      #limite superior
LIMi = -0.5     #limite inferior
for i in range (Xrg.size):
    if Xrg[i] < LIMs and Xrg[i] > LIMi :  # en un principio habia un
and?¿?¿ cambio i por s
    Xrg[i] = 0

# ahora calculamos el tiempo en el que la aceleracion es 0 ese es el
tiempo de contacto en cada pisada.

Fmax = (peso * 9.8 * np.pi)/2 * (longpasoC[i]/tiempocontacto[i])
Dyc = (Fmax/peso * (tiempocontacto/np.pi)**2) +
9.8*(tiempocontacto**2/8)

Kvert= Fmax * Dyc

DL = Lpierna - ((Lpierna**2-(Vxf*tiempocontacto/2)**2)**.5) + Dyc

Kleg= Fmax/DL

hmax = (9.8 * tiempovuelo**2)/8

Py = (peso*9.8**2/tiempocontacto)*( (tiempovuelo**2/4) +
((tiempocontacto*longpasoC)/np.pi) - (tiempocontacto**2/4) )

```

Referencias

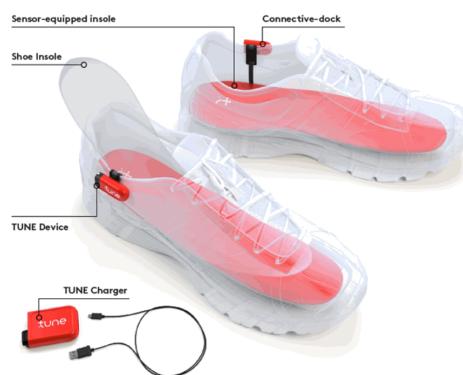
1. Tanaka, H., Monahan, K. D., & Seals, D. R. (2001). Age-predicted maximal heart rate revisited. *Journal of the american college of cardiology*, 37(1), 153-156.
2. HEISE, G. D., & MARTIN, P. E. (1998). "Leg spring" characteristics and the aerobic demand of running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 30(5), 750-754.
3. Leboeuf, F., De Leluardière, F. A., Lacouture, P., Duboy, J., Leplanquais, F., & Junqua, A. (2006). Étude biomécanique de la course à pied. *Université Poitiers, France*.
4. Sazonova, N., Browning, R. C., & Sazonov, E. (2011). Accurate prediction of energy expenditure using a shoe-based activity monitor. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43(7), 1312-1321.
5. Morin, J. B., Samozino, P., & Millet, G. Y. (2011). Changes in running kinematics, kinetics, and spring-mass behavior over a 24-h run. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43(5), 829-836.
6. Morin, J. B., Samozino, P., Zamezati, K., & Belli, A. (2007). Effects of altered stride frequency and contact time on leg-spring behavior in human running. *Journal of biomechanics*, 40(15), 3341-3348.
7. García-Pinillos, F., Latorre-Roman, P. A., Roche-Seruendo, L. E., & García-Ramos, A. (2019). Prediction of power output at different running velocities through the two-point method with the Stryd™ power meter. *Gait & posture*, 68, 238-243.
8. Heise, G. D., & Bachman, G. (2000). Leg spring model properties of children. In *Proceedings of the 24th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, Illinois. University of Illinois at Chicago*.
9. Blickhan, R., & Full, R. J. (1993). Similarity in multilegged locomotion: bouncing like a monopode. *Journal of Comparative Physiology A*, 173(5), 509-517.
10. Farley, C. T., Glasheen, J., & McMahon, T. A. (1993). Running springs: speed and animal size. *Journal of experimental Biology*, 185(1), 71-86.
11. Willems, P. A., Cavagna, G. A., & Heglund, N. C. (1995). External, internal and total work in human locomotion. *Journal of Experimental Biology*, 198(2), 379-393.
12. Di Prampero, P. E., Fusi, S., Sepulcri, L., Morin, J. B., Belli, A., & Antonutto, G. (2005). Sprint running: a new energetic approach. *Journal of experimental Biology*, 208(14), 2809-2816.
13. Ferris, D. P., Louie, M., & Farley, C. T. (1998). Running in the real world: adjusting leg stiffness for different surfaces. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B: Biological Sciences*, 265(1400), 989-994.
14. Geyer, H., Seyfarth, A., & Blickhan, R. (2003). Positive force feedback in bouncing gaits?. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B: Biological Sciences*, 270(1529), 2173-2183.
15. Aubry, R. L., Power, G. A., & Burr, J. F. (2018). An assessment of running power as a training metric for elite and recreational runners. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 32(8), 2258-2264.
16. Dugan, S. A., & Bhat, K. P. (2005). Biomechanics and analysis of running gait. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics*, 16(3), 603-621.
17. Domínguez-Morales, M. J., Luna-Perejón, F., Miró-Amarante, L., Hernández-Velázquez, M., & Sevillano-Ramos, J. L. (2019). Smart Footwear Insole for Recognition of Foot Pronation and Supination Using Neural Networks. *Applied Sciences*, 9(19), 3970.
18. Blickhan, R. (1989). The spring-mass model for running and hopping. *Journal of biomechanics*, 22(11-12), 1217-1227.
19. Cavagna, G. A., Mantovani, M., Willems, P. A., & Musch, G. (1997). The resonant step frequency in human running. *Pflügers Archiv*, 434(6), 678-684.
20. Cavagna, G. A., & Legramandi, M. A. (2009). The bounce of the body in hopping, running and trotting: different machines with the same motor. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, 276(1677), 4279-4285.
21. Cross, M. R., Brughelli, M., Samozino, P., & Morin, J. B. (2017). Methods of power-force-velocity profiling during sprint running: a narrative review. *Sports Medicine*, 47(7), 1255-1269.
22. Dalleau, G., Belli, A., Viale, F., Lacour, J. R., & Bourdin, M. (2004). A simple method for field measurements of leg stiffness in hopping. *International journal of sports medicine*, 25(03), 170-176.

23. Dalleau, G., Belli, A., Bourdin, M., & Lacour, J. R. (1998). The spring-mass model and the energy cost of treadmill running. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 77(3), 257-263.
24. Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference · July 2013
25. Sazonov, E. S., Hegde, N., & Tang, W. (2013, July). Development of SmartStep: An insole-based physical activity monitor. In *2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)* (pp. 7209-7212). IEEE.
26. De Pinho André, R., Diniz, P. H. F., & Fuks, H. (2017, September). Bottom-up investigation: Human activity recognition based on feet movement and posture information. In *Proceedings of the 4th international Workshop on Sensor-based Activity Recognition and Interaction* (pp. 1-6).
27. Cavagna, G. A., Heglund, N. C., & Willems, P. A. (2005). Effect of an increase in gravity on the power output and the rebound of the body in human running. *Journal of Experimental Biology*, 208(12), 2333-2346.
28. Hegde, N., Bries, M., & Sazonov, E. (2016). A comparative review of footwear-based wearable systems. *Electronics*, 5(3), 48.
29. Leboeuf, F., De Leluardière, F. A., Lacouture, P., Duboy, J., Leplanquais, F., & Junqua, A. (2006). Étude biomécanique de la course à pied. *Université Poitiers, France*.
30. Fuglsang, T. Development and evaluation of a novel power meter device in cycling: a proof of concept study.
31. Morin, J. B., Jeannin, T., Chevallier, B., & Belli, A. (2006). Spring-mass model characteristics during sprint running: correlation with performance and fatigue-induced changes. *International journal of sports medicine*, 27(02), 158-165.
32. Morin, J. B., & Samozino, P. (2016). Interpreting power-force-velocity profiles for individualized and specific training. *International journal of sports physiology and performance*, 11(2), 267-272.
33. Morin, J. B., Dalleau, G., Kyröläinen, H., Jeannin, T., & Belli, A. (2005). A simple method for measuring stiffness during running. *Journal of applied biomechanics*, 21(2), 167-180.
34. Arsac, L. M., & Locatelli, E. (2002). Modeling the energetics of 100-m running by using speed curves of world champions. *Journal of Applied Physiology*, 92(5), 1781-1788.
35. Cavagna, G. A., Zamboni, A., Faraggiana, T., & Margaria, R. (1972). Jumping on the moon: power output at different gravity values. *Aerosp Med*, 43(4), 408-414.
36. Cross, M. R., Brughelli, M., Samozino, P., & Morin, J. B. (2017). Methods of power-force-velocity profiling during sprint running: a narrative review. *Sports Medicine*, 47(7), 1255-1269.
37. Zoni, D., Cremona, L., Cilardo, A., Gagliardi, M., & Fornaciari, W. (2018). Powertap: All-digital power meter modeling for run-time power monitoring. *Microprocessors and Microsystems*, 63, 128-139.
38. Minetti, A. E., Moia, C., Roi, G. S., Susta, D., & Ferretti, G. (2002). Energy cost of walking and running at extreme uphill and downhill slopes. *Journal of applied physiology*, 93(3), 1039-1046.
39. Rahmani, A., Dalleau, G., Viale, F., Hautier, C. A., & Lacour, J. R. (2000). Validity and reliability of a kinematic device for measuring the force developed during squatting. *Journal of Applied Biomechanics*, 16(1), 26-35.
40. Geyer, H., Seyfarth, A., & Blickhan, R. (2006). Compliant leg behaviour explains basic dynamics of walking and running. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, 273(1603), 2861-2867.
41. Samozino, P., Rabita, G., Dorel, S., Slawinski, J., Peyrot, N., Saez de Villarreal, E., & Morin, J. B. (2016). A simple method for measuring power, force, velocity properties, and mechanical effectiveness in sprint running. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 26(6), 648-658.
42. Stevan Jr.¹ Sensor Fusion and Smart Sensor in Sports and Biomedical Applications *Sensors* 2016, 16, 1569; doi:10.3390/s16101569
43. Mendes Jr, J. J. A., Vieira, M. E. M., Pires, M. B., & Stevan Jr, S. L. (2016). Sensor fusion and smart sensor in sports and biomedical applications. *Sensors*, 16(10), 1569.
44. Lee, S. S., Choi, S. T., & Choi, S. I. (2019). Classification of gait type based on deep learning using various sensors with smart insole. *Sensors*, 19(8), 1757.

45. Hafidh, B., Al Osman, H., & El Saddik, A. (2013, July). SmartInsole: A foot-based activity and gait measurement device. In *2013 IEEE International Conference on Multimedia and Expo Workshops (ICMEW)* (pp. 1-4). IEEE.
46. Rahmani, A., Viale, F., Dalleau, G., & Lacour, J. R. (2001). Force/velocity and power/velocity relationships in squat exercise. *European journal of applied physiology*, 84(3), 227-232.
47. Yalamanchili, S., Abboud, R., & Wang, W. (2009, August). A model to calculate the joint movements and forces in the foot. In *2009 9th International Conference on Electronic Measurement & Instruments* (pp. 4-532). IEEE.
48. Cavagna, G. A. (2006). The landing–take-off asymmetry in human running. *Journal of Experimental Biology*, 209(20), 4051-4060.
49. Cavagna, G. A., Willems, P. A., & Heglund, N. C. (1998). Walking on mars. *Nature*, 393(6686), 636-636.
50. Xu, W. (2013). *Embedded Sensing and Computing Technologies for Wireless Health* (Doctoral dissertation, UCLA).
51. STRYD Power Manual Spanish
52. An Energy Expenditure Estimation Method Based on Heart Rate Measurement Firstbeat Technologies Ltd.
53. Sazonov, E., Browning, R., Hill, J., & Schutz, Y. (2011). *U.S. Patent Application No. 12/709,131*.
54. Hunter-Allen-Andrew-Coggan Entrenar-y-correr-con-potenciómetro 2010 ED Paidotribo
55. Jim Vance Run with Power: The Complete Guide to Power Meters for Running 2016
56. <https://www.trainingpeaks.com/blog/>
57. Beauregard, S. (2007, March). Omnidirectional pedestrian navigation for first responders. In *2007 4th Workshop on Positioning, Navigation and Communication* (pp. 33-36). IEEE.
58. Feliz Alonso, R., Zalama Casanova, E., & Gómez García-Bermejo, J. (2009). Pedestrian tracking using inertial sensors.
59. Jimenez, A. R., Seco, F., Prieto, C., & Guevara, J. (2009, August). A comparison of pedestrian dead-reckoning algorithms using a low-cost MEMS IMU. In *2009 IEEE International Symposium on Intelligent Signal Processing* (pp. 37-42). IEEE.

Anexo I. Soluciones comerciales:

Plantillas tune <http://wearablestilenews.com/2015/08/18/kinematix-introduces-tune-smart-insoles-for-runners/> plantillas en las que se colocan los sensores y modulo exterior que se acopla a la zapatilla carga, batería y comunicaciones. Necesita de un modulo externo con los contratiempos que esto pueda ocasionar deterioro de conectores holguras por la extracción y colocación, posibilidades de perdida. Se halla en fase Crowdfunding así que como el prototipo de luck podría no llegar a ver la luz.



Plantillas stridalizer <http://retisense.com/> Contiene de 20 a 180 sensores de presión según el modelo, especialmente diseñada para el estudio de la pisada y análisis de posibles dolencias.



Orientada a uso médico y fisioterapia. Precio elevado. Comercializan tambien una plataforma de fuerza con un número aún mayor de sensores igualmente orientada a campo medico o entrenamientos especializados.

Calcetines sensoria: <https://www.mindtecstore.com/Sensoria-Smart-Socken-V20-Set> Similar a las plantillas Tune son unos calcetines con un bolsillo, a los que se acopla un modulo con sensores en este caso todo el modulo es de una pieza.

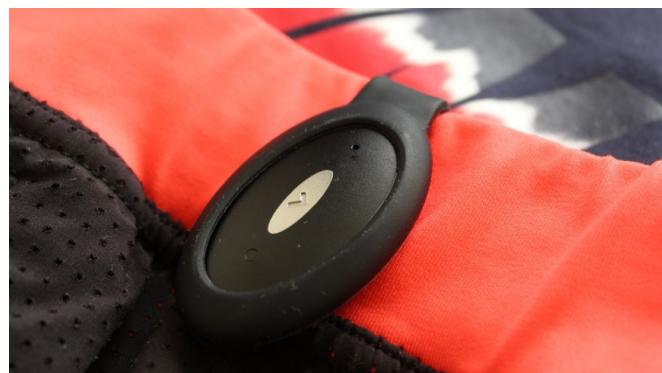


Stryd <https://www.stryd.com> se coloca en empeine zapatilla

Este equipo es el que hemos utilizado como referencia para nuestro estudio se coloca sobre una de las zapatillas, dispone de diversos anclajes y se carga inalámbricamente. Análisis completo de potencia y velocidad K_{leg} y aplicación en web. Existe una nueva versión que incorpora anemómetro para correcciones por resistencia al aire.



Lumorun se coloca bien en pantalón específico o en pantalón o alineado con la columna <https://www.lumobodytech.com/lumo-run/> aprovecha su ubicación en la cadera para darnos medidas de oscilación rotación y elevación de la misma durante la carrera.



Run Scribe se engancha bien empeine o talón de la zapatilla <https://runscribe.com> ofrece la posibilidad de usar solo una unidad o bien una en cada pie. La web contiene mucha información, detecta la forma en la que apoyamos el pie, ofrece un simulador en el que introducimos datos de carrera y nos realiza los cálculos. Junto a Stryd la opción mas orientada a carrera y sus métricas ofreciendo cálculo de potencia.



Siendo Stryd y Runscribe los únicos que nos ofrecen el cálculo de potencia y respaldo con unas aplicaciones y web potentes y posibilidad de conexión con otras páginas de actividades deportivas.

Tenemos igualmente varios dispositivos pulseras cuantificadoras de actividad y similares que aun guardando gran información de la carrera y basando su funcionamiento en giróscopos y acelerómetros no ofrecen el calculo de potencia.

Cabe mencionar las zapatillas desarrolladas por Luck (La Rioja) que incorporaban la circuitería en la suela, este modelo no llegó a comercializarse, posiblemente el problema radicaría en el calculo de la fuerza aplicada sobre el pedal ya que la suela de estas zapatillas suele ser fibra de carbono y sobre esta se coloca una cala que se engancha al pedal perdiéndose en los sucesivos cambios de acoples la información.

