

Análisis dinámico del impacto pie-suelo en el correr

R. Pàmies-Vilà^{1,2}, J.M. Font-Llagunes¹, J. Kövecses³

¹Dpto. de Ingeniería Mecánica y Centro de Investigación en Ingeniería Biomédica. Universitat Politècnica de Catalunya.
rosa.pamies@upc.edu; josep.m.font@upc.edu

²Dpto. de Ingeniería Mecánica. Universitat Rovira i Virgili. rosa.pamies@urv.cat

³Dpt. Mechanical Engineering and Centre for Intelligent Machines. McGill University. jozsef.kovecses@mcgill.ca

El impacto del pie con el suelo es un evento crítico en el correr. Las elevadas fuerzas de contacto desarrolladas son la causa principal de la pérdida de energía durante el movimiento y pueden conducir a distintas lesiones. A partir de datos experimentales obtenidos en el laboratorio, en este trabajo se analizan las diferencias entre dos patrones de correr distintos: cuando el impacto del pie con el suelo es con la parte delantera del pie, y cuando el impacto tiene lugar en el talón. Estos dos patrones se estudian en dos situaciones distintas. En la primera, se mide la fuerza de interacción pie-suelo con una placa de fuerza. En el segundo caso, el corredor usa una cinta de correr, y el movimiento se mide con un sistema óptico de captura del movimiento. Para cada una de las dos situaciones y para cada uno de los patrones se realiza un análisis estadístico de los resultados a partir del estudio de 15 impactos. Se calcula el impulso de la fuerza normal durante el impacto y se presentan dos indicadores relacionados con la intensidad del impacto que dependen del estado mecánico del sistema en el instante del impacto. Los resultados muestran que la dinámica del impacto en un patrón y en otro del correr es estadísticamente diferente.

1. Introducción

El impacto del pie con el suelo es un evento crítico en el correr ya que las elevadas fuerzas de contacto desarrolladas son la causa principal de la pérdida de energía durante el movimiento y pueden conducir a distintas lesiones. Actualmente existen modelos de zapatillas deportivas acolchadas que intentan reducir este tipo de lesiones en el impacto.

El patrón de pisada puede variar entre los corredores: el contacto suele ser con la parte delantera del pie en corredores descalzos (o que llevan zapatillas minimalistas), *fore-foot-strike* (FFS); mientras que los que utilizan calzado convencional generalmente impactan con el talón, *rear-foot strike* (RFS) [1]. Un análisis experimental presentado en [1] mostró que contactar con la parte delantera del pie genera fuerzas de colisión más bajas que si se impacta con el talón. El estudio utilizaba un modelo muy sencillo de 1 grado de libertad para analizar algunos indicadores del impacto pie-suelo.

La mayoría de los trabajos publicados sobre el análisis del impacto en el correr utilizan modelos biomecánicos muy sencillos (1-2 grados de libertad). El objetivo principal de este trabajo es la caracterización de la intensidad del impacto pie-suelo en el correr utilizando un modelo de cuerpo entero de 16 grados de libertad. Para ello se calculará el impulso de las fuerzas de contacto (primer indicador), y se estudiarán dos indicadores más que dependen únicamente del estado mecánico del sistema y de sus parámetros dinámicos. El uso de estos dos indicadores para caracterizar la intensidad del impacto representa una alternativa de bajo coste computacional respecto a la resolución de los problemas dinámicos directo e inverso [2].

Desde el enfoque de la mecánica de mecanismos, se puede modelar el impacto del pie con el suelo como la aparición de una nueva restricción en el sistema: después de la fase de vuelo (el sujeto no está en contacto con el suelo) el corredor ve restringido su movimiento debido a la creación de una restricción cinemática entre el pie y el suelo. La pérdida de energía cinética relacionada con la aparición de esta nueva restricción puede servir de indicador del impacto [2], y será el segundo indicador utilizado en este trabajo. El tercer indicador está relacionado con la definición de masa efectiva. Este concepto fue introducido en [4] utilizando un modelo de un grado de libertad masa-muelle-amortiguador. Su extrapolación a un modelo más complejo permitirá definir un nuevo indicador para cuantificar la intensidad del impacto pie-suelo.

2. Modelización Dinámica

2.1. Modelo Biomecánico de Cuerpo Entero

El cuerpo humano se modela como un sistema multicuerpo formado por segmentos rígidos. La información cinemática se obtiene a partir de un conjunto de 37 marcadores situados sobre el cuerpo del corredor. A partir de esta información se ha desarrollado un modelo computacional tridimensional en coordenadas mixtas (naturales y angulares) [5].

Las propiedades inerciales de los segmentos se obtienen a partir de un conjunto reducido de medidas tomadas sobre el sujeto y utilizando factores de proporcionalidad publicados en la literatura [6-7]. El sujeto elegido para llevar a cabo los experimentos es un hombre adulto sano de 35 años de edad, masa 72 kg y altura 1,75 m.

La información capturada en el laboratorio se utiliza para definir un modelo biomecánico de 14 cuerpos rígidos con movimiento restringido en el plano sagital. Se trata de un modelo de 16 grados de libertad desarrollado con una formulación dinámica multicuerpo. El vector de coordenadas generalizadas \mathbf{q} está formado por 44 variables: 30 son variables de posición –coordenadas naturales que definen la posición de los puntos extremos de los segmentos en el plano sagital– y las otras 14 son coordenadas angulares que definen la orientación de los distintos segmentos como se puede ver en la figura 1. El ángulo absoluto θ_{HFr} orienta el retropié respecto al suelo. El resto de ángulos α_i son relativos entre dos segmentos anatómicos (ángulos articulares).

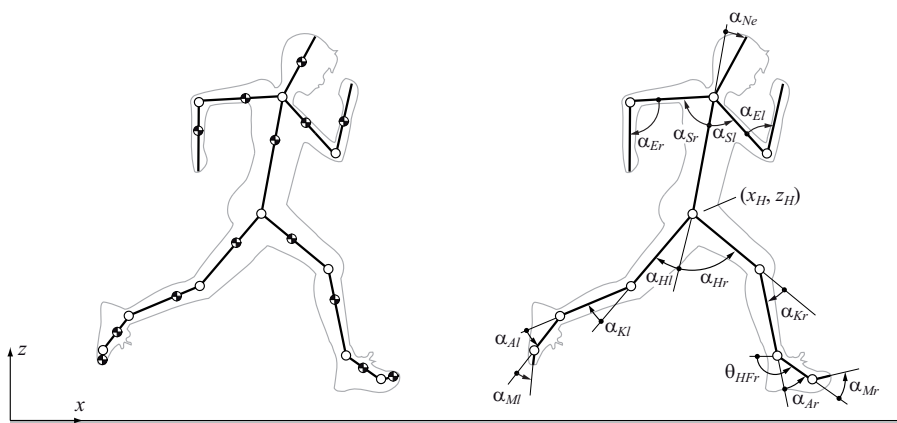


Figura 1: Modelo biomecánico utilizado.

Los valores de estas coordenadas en cada instante de tiempo no son cinemáticamente consistentes debido a los errores inherentes al proceso de captura, al efecto de las masas de tejido blando, al movimiento de la piel respecto al sistema esquelético, y a la simplificación del modelo 2D. La consistencia cinemática se impone siguiendo un algoritmo de minimización basado en la formulación dinámica Lagrange aumentado [8].

A partir de los nuevos valores obtenidos para las coordenadas \mathbf{q} , se obtienen un conjunto de coordenadas independientes \mathbf{z} . Estas nuevas coordenadas son la posición de la articulación del tobillo derecho (x_A, z_A) y las 14 variables angulares, definiendo un total de 16 grados de libertad.

Se ha utilizado un algoritmo SSA (*Singular Spectrum Analysis*) para filtrar las historias temporales de \mathbf{z} y reducir así el ruido debido al proceso de captura del movimiento y la consistencia cinemática [9]. Finalmente, las coordenadas independientes se expresan utilizando funciones B-spline, y las velocidades y aceleraciones asociadas se pueden calcular analíticamente a partir de la expresión de la función.

2.2. Formulación dinámica impulsiva

El contacto del pie con el suelo puede modelarse como una nueva restricción en las ecuaciones del movimiento del sistema multicuerpo. Este trabajo se centra en el estudio de este efecto particular en el momento del impacto del pie con el suelo. El análisis dinámico que se presenta se basa en un enfoque que permite descomponer las ecuaciones dinámicas y la energía cinética en dos subespacios del espacio de configuraciones del sistema, a saber, el espacio asociado al movimiento restringido y el asociado al movimiento admisible [10].

El impacto del pie con el suelo representa la mayor causa de consumo de energía durante el correr [11]. Además, desempeña un papel importante para garantizar la estabilidad cíclica del movimiento. Este movimiento no es estable localmente, pero sí lo es cíclicamente debido al papel estabilizador del impacto pie-suelo.

Las ecuaciones dinámicas del movimiento finito del sistema se pueden representar como:

$$\mathbf{M}(\mathbf{z})\ddot{\mathbf{z}} + \mathbf{c}(\mathbf{z}, \dot{\mathbf{z}}) = \mathbf{f} \quad (1)$$

donde \mathbf{M} es la matriz de masas del sistema; $\dot{\mathbf{z}}$ y $\ddot{\mathbf{z}}$ son las derivadas primera y segunda del vector de coordenadas \mathbf{z} respectivamente; el término $\mathbf{c}(\mathbf{z}, \dot{\mathbf{z}})$ contiene las fuerzas de inercia función de posición y velocidad; y \mathbf{f} es el vector de fuerzas generalizadas que contiene las fuerzas relacionadas con las restricciones \mathbf{f}_C y las fuerzas aplicadas \mathbf{f}_A , que en el caso de estudio son fuerzas gravitacionales y pares articulares. Así pues, $\mathbf{f} = \mathbf{f}_C + \mathbf{f}_A$.

Sea $[t_i^-, t_i^+]$ el intervalo en qué sucede el impacto pie-suelo, donde t_i^- i t_i^+ representan los instantes justo antes y después del impacto, respectivamente. La duración de este intervalo puede considerarse muy corta en la escala de tiempo del movimiento finito del sistema y, por tanto, se asume que la configuración del sistema durante dicho intervalo es constante. Esta hipótesis es ampliamente utilizada para caracterizar el efecto dinámico del impacto del talón (*heel strike*) en la marcha humana [12].

En este trabajo, el impacto se modela como una restricción bilateral que se introduce en las direcciones normal y tangencial de contacto. Cinemáticamente, esta restricción se puede escribir como:

$$\mathbf{v}^+(Q) = \mathbf{A}\dot{\mathbf{z}}^+ = 0 \quad (2)$$

donde Q es el punto del pie donde se produce el impacto (un punto de la parte trasera o delantera del pie en función del patrón analizado), $\dot{\mathbf{z}}^+$ representa el vector $n \times 1$ de velocidades generalizadas en el instante t_i^+ , y \mathbf{A} es la matriz Jacobiana de tamaño $2 \times n$.

En las medidas experimentales se observa que la velocidad tangencial del punto del pie que contacta con el suelo en el momento del impacto es muy cercana a cero ($\dot{x}_Q \leq 10^{-2} \text{ms}^{-1}$). Así pues, se puede asumir que si el coeficiente de fricción entre el pie y el suelo es suficientemente grande, no habrá deslizamiento durante el intervalo [13]. Integrando la Ec. (1) en el intervalo del impacto, y teniendo en cuenta que la integral de los términos $\mathbf{c}(\mathbf{z}, \dot{\mathbf{z}})$ y \mathbf{f}_A es nula (por ser fuerzas finitas), se obtiene:

$$\mathbf{M}\Delta\dot{\mathbf{z}} = \bar{\mathbf{f}}_C \equiv \mathbf{A}^T\bar{\boldsymbol{\lambda}} \quad (3)$$

donde $\Delta\dot{\mathbf{z}} = \dot{\mathbf{z}}^+ - \dot{\mathbf{z}}^-$ es el cambio de velocidades en el impacto, y $\bar{\mathbf{f}}_C$ y $\bar{\boldsymbol{\lambda}}$ son los impulsos de \mathbf{f}_C y de los multiplicadores de Lagrange $\boldsymbol{\lambda}$ asociados a las restricciones, respectivamente.

Las restricciones impulsivas en la Ec. (2) modelan un cambio repentino en las condiciones de contacto del sistema durante el intervalo $[t_i^-, t_i^+]$. El espacio tangente del sistema mecánico puede verse como un espacio lineal de tamaño n que se puede interpretar para cada configuración del sistema [14]. Al asumir como constante la configuración del sistema durante el intervalo del impacto, existe una única representación para este espacio lineal. Según [10], este espacio se puede descomponer en un espacio asociado al movimiento restringido (*space of constrained motion*, SCM), y un espacio que complementa al SCM para obtener el espacio tangente, que es el espacio asociado al movimiento admisible (*space of admissible motion*, SAM).

Los dos espacios anteriores se pueden definir como ortogonales respecto la matriz de masas del espacio tangente [10]. En este caso, cualquier evento impulsivo caracterizado mediante una restricción impulsiva ideal con la forma de la Ec. (2) afectará únicamente la dinámica del SCM (sin alterar la del SAM). La descomposición en los dos espacios se puede obtener mediante las siguientes matrices de proyección [10]:

$$\mathbf{P}_c \equiv \mathbf{M}^{-1}\mathbf{A}^T(\mathbf{A}\mathbf{M}^{-1}\mathbf{A}^T)^{-1}\mathbf{A} \quad (4)$$

$$\mathbf{P}_a \equiv \mathbf{I} - \mathbf{M}^{-1}\mathbf{A}^T(\mathbf{A}\mathbf{M}^{-1}\mathbf{A}^T)^{-1}\mathbf{A} \quad (5)$$

donde \mathbf{I} es la matriz identidad $n \times n$. Éstos se utilizan para proyectar cantidades cinemáticas y dinámicas al SCM y SAM, respectivamente. La ortogonalidad respecto la matriz de masas del sistema implica $\mathbf{P}_c^T\mathbf{M}\mathbf{P}_a = \mathbf{P}_a^T\mathbf{M}\mathbf{P}_c = 0$.

A partir de la descomposición presentada, la energía cinética del sistema, $T = (1/2)\dot{\mathbf{z}}^T\mathbf{M}\dot{\mathbf{z}}$ se puede descomponer en dos términos asociados al SCM y el SAM, respectivamente [10]:

$$T = T_c + T_a = \frac{1}{2} \mathbf{v}_c^T \mathbf{M} \mathbf{v}_c + \frac{1}{2} \mathbf{v}_a^T \mathbf{M} \mathbf{v}_a \quad (6)$$

donde $\mathbf{v}_c = \mathbf{P}_c \dot{\mathbf{z}}$ y $\mathbf{v}_a = \mathbf{P}_a \dot{\mathbf{z}}$.

Cualquier fuerza impulsiva en el SCM cambia solamente T_c , manteniendo T_a sin afectación. De la misma manera, cualquier cambio en las velocidades generalizadas que influyente \mathbf{v}_c o \mathbf{v}_a solo provocará cambios en T_c o T_a respectivamente, manteniendo el otro término inalterado. Asumiendo un impulso ideal en el impacto del pie con el suelo, solamente el término T_c se verá afectado. Además, en esta transición se obtiene que $T_c^+ = 0$, con lo que justo después del impacto, la energía cinética total será la energía cinética asociada al SAM justo antes del impacto, $T^+ = T_a^-$.

Las ecuaciones de la dinámica impulsiva (Ec. (3)) se pueden descomponer para el SCM y SAM respectivamente mediante el uso de proyectores definidos en las Ecs. (4) y (5) [10]:

$$\begin{bmatrix} \frac{\partial T_c}{\partial \mathbf{v}_c} \end{bmatrix} = \mathbf{M} (\mathbf{v}_c^+ - \mathbf{v}_c^-) = \mathbf{A}^T \bar{\boldsymbol{\lambda}} \quad (7)$$

$$\begin{bmatrix} \frac{\partial T_a}{\partial \mathbf{v}_a} \end{bmatrix} = \mathbf{M} (\mathbf{v}_a^+ - \mathbf{v}_a^-) = \mathbf{0} \quad (8)$$

A partir de estas ecuaciones, se deduce que $\mathbf{v}_c^+ = \mathbf{0}$ y $\mathbf{v}_a^+ - \mathbf{v}_a^- = \mathbf{0}$.

La determinación del SCM se basa en la asignación de las direcciones físicas del movimiento que se ven limitadas por el impacto. En el caso del contacto pie-suelo, estas direcciones están asociadas con las dos componentes de la velocidad del punto que contacta con el suelo (el talón o un punto de la parte delantera del pie). Utilizando la velocidad horizontal y vertical del punto de contacto con respecto al suelo y teniendo en cuenta los parámetros geométricos definidos en la figura 2, la expresión de la matriz Jacobiana \mathbf{A} cuando el corredor contacta con su talón con el suelo, toma la forma:

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & l_1 \sin(\theta_{HF_r} - \beta) & 0 & \dots & 0 \\ 0 & 1 & -l_1 \cos(\theta_{HF_r} - \beta) & 0 & \dots & 0 \end{bmatrix} \quad (9)$$

Y cuando se contacta con la parte delantera:

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & l_2 \sin(\theta_{HF_r}) & 0 & \dots & 0 \\ 0 & 1 & -l_2 \cos(\theta_{HF_r}) & 0 & \dots & 0 \end{bmatrix} \quad (10)$$

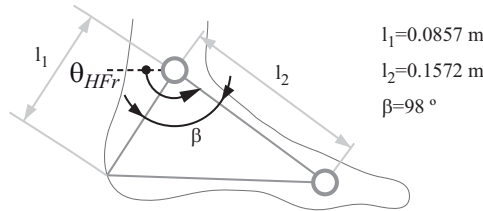


Figura 2: Modelo de pie

2.3. Indicadores de la intensidad del impacto

Las fuerzas de contacto son muy distintas según el corredor utilice uno u otro patrón de pisada. Para cuantificar estas diferencias se utilizan las placas de fuerza para medir la fuerza de contacto normal F_z . De acuerdo con [2], se define la duración del impacto en 50 ms. El primer indicador será la magnitud del impulso de la fuerza normal y se calculará para cada impacto como:

$$P_z = \int_0^{0.05} F_z dt \quad (11)$$

Los otros dos indicadores dependen del estado mecánico del sistema en el instante justo antes del impacto y de sus parámetros dinámicos. Como se ha visto en la sección 2.2, el impacto se modela como una nueva restricción, y la velocidad del punto de contacto del pie justo después del impacto es nula. La energía cinética relacionada con el espacio de movimiento restringido es nula, $T_c^+ = 0$, y la energía cinética total se puede obtener como

$T^+ = T_a^+ = T_a^-$. A partir de la Ec. (12), se obtiene el segundo indicador que se utilizará para determinar la intensidad del impacto, se trata de la energía cinética asociada al SCM antes del impacto:

$$T_c^- = \frac{1}{2} (\dot{\mathbf{z}}^-)^T \mathbf{P}_c^T \mathbf{M} \mathbf{P}_c \dot{\mathbf{z}}^- \quad (12)$$

donde $\dot{\mathbf{z}}^-$ representa el vector de velocidades del sistema en el instante en que el pie entra en contacto con el suelo. En este caso, T_c^- representa también la pérdida energética asociada a la aparición súbita de las restricciones, que es a su vez proporcional al impulso de las fuerzas de enlace durante el intervalo del impacto [3]. El indicador adimensional ξ se define para poder comparar la energía cinética T_c^- en diferentes condiciones cinemáticas de impacto:

$$\xi = \frac{T_c^-}{T^-} = \frac{(\dot{\mathbf{z}}^-)^T \mathbf{P}_c^T \mathbf{M} \mathbf{P}_c \dot{\mathbf{z}}^-}{(\dot{\mathbf{z}}^-)^T \mathbf{M} \dot{\mathbf{z}}^-} \quad (13)$$

En [2] se asimila el término $\mathbf{P}_c^T \mathbf{M} \mathbf{P}_c$ a la matriz de masas efectiva cuando el pie contacta con el suelo. Se concluye que el término relacionado con la velocidad vertical del tobillo (M_{eff}^z) se puede utilizar también como un indicador de la intensidad del impacto:

$$\mathbf{P}_c^T \mathbf{M} \mathbf{P}_c = \begin{bmatrix} M_{eff}^x & 0 & \dots \\ 0 & M_{eff}^z & \dots \\ \dots & \dots & \dots \end{bmatrix} \quad (14)$$

Este indicador representa respresenta la cantidad de masa relacionada con la creación de la restricción en la dirección normal. Para poder comparar con otros estudios, se define el termino de masa efectiva relativa como:

$$\chi = M_{eff}^z / m_s \quad (15)$$

donde m_s representa la masa total del sujeto.

3. Metodología

Los datos experimentales se obtienen en el Laboratorio de Biomecánica de la UPC ubicado en la Escuela Técnica Superior de Ingeniería Industrial de Barcelona. El laboratorio dispone de un sistema óptico de captura del movimiento (NaturalPoint OptiTrack Flex:V100R2), dos placas de fuerza para medir el torsor de contacto pie-suelo (Amti Accugait) y una cinta de correr (NordicTrack T11.5).

Se desea estudiar las diferencias entre los dos patrones de pisada: cuando el contacto inicial es con la parte delantera del pie (FFS), y cuando lo es con la parte trasera (RFS). Para ello se llevan a cabo los experimentos en dos situaciones diferentes, la primera utilizando las placas de fuerza y la segunda utilizando la cinta de correr.

- Situación 1: Medida de la fuerza normal de contacto pie-suelo con la placa de fuerza. El sujeto corre libremente por el laboratorio y contacta 15 veces con las placas de fuerza.
- Situación 2: Medida del movimiento utilizando una cinta de correr. El sujeto corre encima de una cinta de correr a 8 km/h durante un minuto y el sistema óptico captura las trayectorias de los 37 marcadores situados sobre el cuerpo del sujeto.

En la primera situación, a partir de la medición de la placa se calcula el impulso según se ha descrito en la sección 2.3. En la segunda situación, se determinan los parámetros relacionados con la energía cinética T_c^- y con la masa efectiva M_{eff}^z .

Se estudian 15 impactos en cada situación y para cada patrón de pisada. Posteriormente, se calcula la media y la desviación estándar de los indicadores presentados en la sección 2.3 y, finalmente, se realiza un test para determinar si los efectos dinámicos de impactar con el talón o con la punta son estadísticamente diferentes.

El test de inferencia estadística utilizado supone que los indicadores utilizados tienen distribución aproximadamente gaussiana, y utiliza el modelo de dos muestras normales independientes. Como el número de muestras es pequeño (15 en cada caso) se realiza una prueba t de Student con muestras desapareadas. La hipótesis nula supone que las medias obtenidas con los dos patrones son iguales y se utiliza un intervalo de confianza del 95%. Así, si el p-valor obtenido es inferior a 0,05, se rechazaría la hipótesis nula, lo que permitiría

afirmar que los valores obtenidos para cada indicador con uno y otro patrón tienen medias significativamente distintas.

4. Resultados y discusión

Se presentan en este apartado los resultados obtenidos en las dos situaciones explicadas anteriormente:

Situación 1: Medida de la fuerza normal de contacto.

Se analizan 15 impactos donde el contacto inicial se efectúa con el talón y 15 donde se contacta primero con la punta. La figura 3 ilustra los resultados obtenidos cuando el corredor impacta con el talón (RFS) y cuando lo hace con la parte delantera del pie (FFS). Los resultados corresponden a uno de los 15 impactos analizados, siendo representativos de la tendencia general de todos ellos. El área sombreada indica el impulso de la fuerza calculado utilizando la integración numérica trapezoidal.

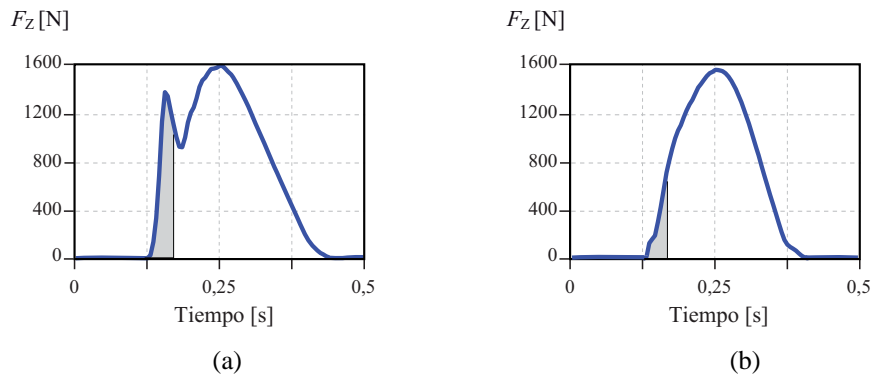


Figura 3: Fuerza normal de contacto pie-suelo a) RFS b) FFS.

La figura 4 contiene la comparativa de los valores obtenidos en los impactos para los dos patrones. Todos los diagramas de caja (boxplots) presentados en este estudio presentan una caja azul que delimita los cuartiles Q1 y Q3 y una línea roja que representa la mediana. En la figura 4 se puede observar que no aparece ningún valor anómalo (ningún valor fuera de las líneas delimitadoras negras). Además, en la misma figura, se ha indicado el valor de la media y de la desviación estándar de los 15 valores obtenidos. Para comparar los dos patrones, se ha realizado el test t-Student de muestras independientes, obteniendo un p-valor de 10^{-15} , una magnitud muy inferior a 0,05. Estos resultados permiten rechazar la hipótesis nula, y por tanto se puede afirmar que las magnitudes de los impulsos cuando se contacta con la parte delantera del pie (FFS), y cuando se contacta con el talón (RFS), son estadísticamente diferentes. Siendo el impulso claramente inferior cuando se impacta con la parte delantera del pie.

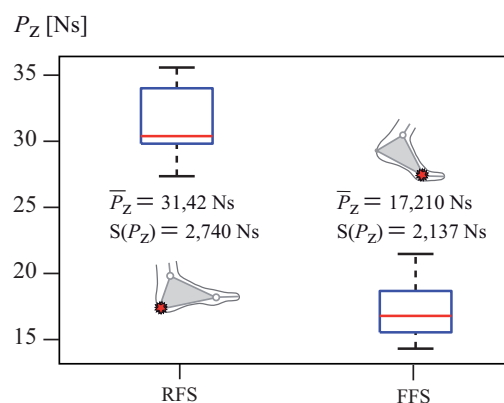


Figura 4: Diagrama de caja de los valores obtenidos para el impulso normal en los dos patrones de pisada.

Situación 2: Medida del movimiento utilizando cinta de correr.

Se captura el movimiento del sujeto sobre una cinta de correr y se analizan 15 impactos del pie derecho con la cinta para cada uno de los dos patrones de pisada. En este caso se calculan los indicadores T_c^- y M_{eff}^z .

La figura 5 muestra los diagrama obtenido para T_c^- y su parámetro adimensional ξ , así como los valores obtenidos de la media y la desviación estándar. El factor T_c^- puede compararse con los gráficos presentados en

[2]. Se observa que el orden de magnitud de este indicador es el mismo que en [2], y que la tendencia entre RFS y FFS es igualmente parecida. Sin embargo, en el presente estudio, la velocidad vertical del pie en el momento del impacto es aproximadamente de 0,65 m/s, un valor inferior a la comparativa hecha en [2] donde esta velocidad oscilaba entre 0,95 y 1,05 m/s. En los dos estudios se puede observar como la energía cinética asociada a la nueva restricción, es mucho mayor en el caso del patrón de pisada RFS que en el caso de FFS. Con el test de inferencia estadística se ha obtenido un p-valor de $9 \cdot 10^{-7}$, que sugiere que las medias del indicador en uno y otro caso son estadísticamente diferentes.

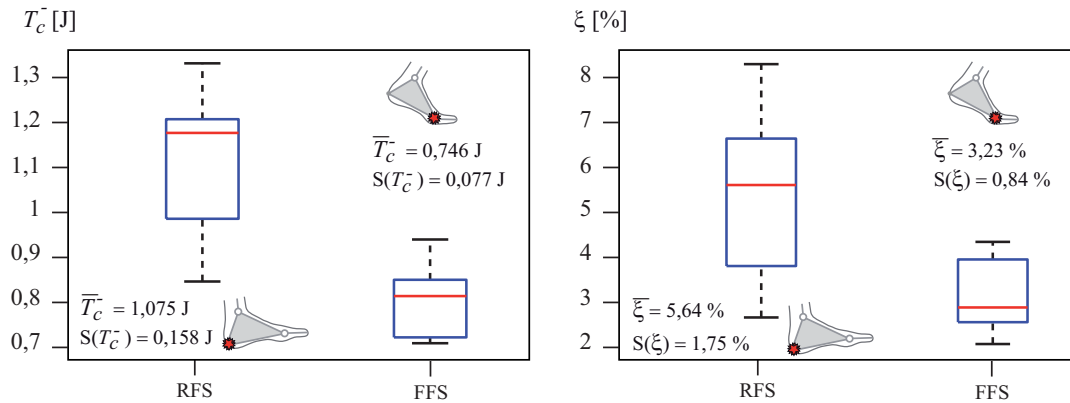


Figura 5: Diagrama de caja de los valores obtenidos para T_c^- y ξ en los dos patrones de pisada.

Es importante tener en cuenta que la energía cinética T^- es distinta en cada uno de los impactos. Aquí radica la importancia del indicador ξ , que permite determinar la proporción de energía cinética que se pierde en el impacto respecto a la energía cinética total del sujeto antes del impacto. También para este caso, el p-valor obtenido con el test de inferencia estadística es inferior a 0,05, así que se puede rechazar la hipótesis nula y afirmar que el patrón de pisada en punta y en talón tienen valores de ξ significativamente diferentes.

Si se expresa el parámetro M_{eff}^z como su media \pm la desviación estándar (S), se obtiene un valor de $4,635 \pm 0,347$ kg cuando se impacta con el talón, y de $2,295 \pm 0,145$ kg cuando el impacto es con la punta. Estos valores son directamente comparables a los presentados en [1], donde la masa efectiva del estudio era de $4,49 \pm 2,24$ kg en corredores RFS, y $1,37 \pm 0,42$ en corredores FFS. Es importante remarcar que las expresiones utilizadas para definir la masa efectiva en [1] y en el presente trabajo no son exactamente iguales. Sin embargo, como se puede apreciar, los resultados son muy similares y los dos indicadores son equivalentes al expresar la cantidad de masa del cuerpo relacionada con la dirección del impacto (en este caso la dirección vertical). Además, en el diagrama de caja de la figura 6 se puede observar que la dispersión en el parámetro adimensional χ en el caso del RFS es superior al caso FFS. Este fenómeno también aparece en [1].

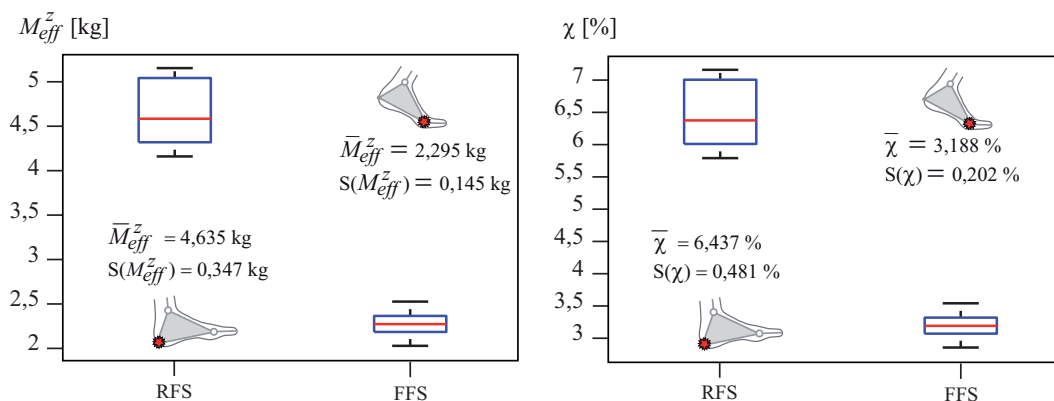


Figura 6: Diagrama de caja de los valores obtenidos para M_{eff}^z y χ en los dos patrones de pisada.

En este trabajo, las capturas se han realizado con un solo sujeto. La relación entre χ y M_{eff}^z es directamente la masa de la persona (72 kg). Sin embargo, la figura 6 muestra los dos indicadores para facilitar la comparación con otros trabajos futuros.

A modo de conclusión, se puede decir que este trabajo presenta nuevos resultados para el estudio del impacto pie-suelo en el correr. Para ello se ha utilizado un modelo entero de cuerpo humano con 16 grados de libertad, un modelo mucho más completo que los existentes actualmente en trabajos similares que analizan la biomecánica del correr.

Las técnicas de dinámica impulsiva, y en concreto el espacio asociado al movimiento restringido, se han utilizado para caracterizar la intensidad del impacto pie-suelo en dos patrones distintos de pisada. El impulso de la fuerza vertical de contacto medida mediante placas de fuerza es el primer indicador estudiado, obteniendo grandes diferencias entre los dos patrones. Los otros dos indicadores (T_c^- y M_{eff}^z) dependen del estado mecánico del sistema y de sus parámetros dinámicos. Su uso para la caracterización del impacto representa una alternativa de bajo coste computacional respecto a la resolución de los problemas dinámicos directo e inverso. Además, permiten un marco para caracterizar la relación entre el estado del sistema y la intensidad del impacto. Los tests de inferencia estadística muestran que los valores de estos parámetros en uno y otro patrón son estadísticamente diferentes.

A partir del análisis de los indicadores, se puede concluir que la intensidad de la colisión cuando se impacta con el talón (RFS) es significativamente más elevada que cuando se impacta con la parte delantera (FFS). Esto permite concluir que el riesgo de sufrir lesiones causadas por elevadas fuerzas de impacto (que se transmiten a las articulaciones de la pierna) es más elevado en corredores que pisan inicialmente con el talón. Este estudio se completará con el análisis del movimiento utilizando distintas velocidades de la cinta, para ver cómo influye esta variable a los indicadores presentados.

5. Referencias

- [1] D. E. Lieberman, M. Venkadesan, W. A. Werbel, A. I. Daoud, S. D'Andrea, I. S. Davis, R. O. Mang'Eni Y. Pitsiladis. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature*, 463 (2010), 531–535.
- [2] J. Kövecses, L. Kovacs. Foot Impact in Different Modes of Running: Mechanisms and Energy Transfer. *Iutam 2011, Procedia IUTAM*, 2, (2011), 101-108, Elsevier.
- [3] J. Kövecses, J. M. Font-Llagunes. An eigenvalue problem for the analysis of various topology mechanical systems, *ASME Journal of Computational and Nonlinear Dynamics*, 4, (2009), 1-9.
- [4] K. J. Chi, D. Schmitt. Mechanical energy and effective foot mass during impact loading of walking and running, *Journal of Biomechanics*, 38, (2005), 1387-1395.
- [5] R. Pàmies-Vilà. Application of multibody dynamics techniques to the analysis of human gait. PhD thesis, Universitat Politècnica de Catalunya, 2012.
- [6] C. L. Vaughan, B. L. Davis, J. C. O'Connor. *Dynamics of human gait*, 2nd ed, Kiboho Publisher, 1992.
- [7] D. A. Winter, H. Grant Sidwall, D. A. Hobson. Measurement and reduction of noise in kinematics of locomotion, *Journal of Biomechanics*, 7:2, (1974), 157-159.
- [8] F. J. Alonso, J. Cuadrado, U. Lugris, P. Pintado. A compact smoothing-differentiation and projection approach for the kinematic data consistency of biomechanical systems, *Multibody System Dynamics*, 24, (2010), 67-80.
- [9] F. J. Alonso, J. M. del Castillo, P. Pintado, Application of singular spectrum analysis to the smoothing of raw kinematic signals, *Journal of Biomechanics* 38, (2005), 1085-1092.
- [10] J. Kövecses. Dynamics of Mechanical Systems and the Generalized Free-Body Diagram—Part I: General Formulation, *Journal of Applied Mechanics*, 75 (2008), 061012, 1-12.
- [11] A. D. Kuo. Energetics of Actively Powered Locomotion Using the Simplest Walking Model, *Journal of Biomechanical Engineering*, 124 (2002), 113-120.
- [12] J. M. Font-Llagunes, J. Kövecses. Dynamics and energetics of a class of bipedal walking systems, *Mechanism and Machine Theory*, 44:11, (2009), 1999-2019.
- [13] J.M. Font-Llagunes, A. Barjau, R. Pàmies-Vilà, J. Kövecses. Dynamic analysis of impact in swing-through crutch gait using impulsive and continuous contact models, *Multibody System Dynamics*, 28:3, (2012), 257-282.
- [14] W. Blajer. A Geometric Unification of Constrained System Dynamics, *Multibody System Dynamics*, 7 (1997), 3-21.