

# VNIVERSITAT E VALÈNCIA



FACULTAD DE CIENCIAS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y DEPORTE  
DEPARTAMENTO DE EDUCACIÓN FÍSICA Y DEPORTIVA  
DOCTORADO EN CIENCIAS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y DEPORTE

ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LA CARRERA EN CURVA Y LÍNEA  
RECTA: EFECTOS DEL RADIO SOBRE LOS IMPACTOS DE ACELERACIÓN

TESIS DOCTORAL PRESENTADA POR:

D. ELÍ OBED PAZ PAZ

DIRIGIDA POR:

Dr. D. PEDRO PÉREZ SORIANO

Dr. D. ALBERTO ENCARNACIÓN MARTÍNEZ

VALENCIA, SEPTIEMBRE DE 2022





VNIVERSITAT  
E VALÈNCIA

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y DEPORTES  
DEPARTAMENTO DE EDUCACIÓN FÍSICA Y DEPORTIVA  
DOCTORADO EN CIENCIAS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y DEPORTE

## TESIS DOCTORAL

ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LA CARRERA EN CURVA Y LÍNEA  
RECTA: EFECTOS DEL RADIO SOBRE LOS IMPACTOS DE ACELERACIÓN

D. Elí Obed Paz Paz

DIRECTORES DE TESIS

Dr. D. Pedro Pérez Soriano

Dr. D. Alberto Encarnación Martínez

*TESIS DOCTORAL. ELÍ OBED PAZ*





## INFORME DIRECTORES PARA EL DEPÓSITO DE TESIS

**D. Pedro Pérez Soriano**, Doctor en Educación Física y Catedrático de Universidad en el Dpto. de Educación Física y Deportiva de la Universitat de València.

**D. Alberto Encarnación Martínez**, Doctor en Educación Física y Profesor Titular de Universidad en el Dpto. de Educación Física y Deportiva de la Universitat de Valencia.

Directores/as de la tesis doctoral de D. Elí Obed Paz, titulada “Análisis biomecánico de la carrera en curva y línea recta: efectos del radio sobre los impactos de aceleración”, emiten informe **FAVORABLE** para la realización del depósito y la defensa de la tesis, y dan su visto bueno a la propuesta de expertos presentada.

Valencia, septiembre de 2022

**ENCARNACION MARTINEZ, ALBERTO (AUTENTICACIÓN)**  
Firmado digitalmente por ENCARNACION MARTINEZ, ALBERTO (AUTENTICACIÓN)  
Fecha: 2022.09.20 17:47:37 +02'00'

**PEDRO PEREZ SORIANO**  
Firmado digitalmente por PEDRO PEREZ SORIANO  
Fecha: 2022.09.20 17:42:03 +02'00'

Fdo.: Alberto Encarnación Martínez

*Director.*

Fdo.: Pedro Pérez Soriano

*Director*



*En honor a mi hermana Nancy Carolina Paz Paz (1989-2021).*

*Y a mi padre, Gualberto Obed Paz Fernández.*



## AGRADECIMIENTOS

Escribir estas líneas significa mucho, porque la vida no consiste indudablemente solo en cuestiones del saber científico, sino en el saber ser, estar y hacer. Es por ello por lo que quiero agradecer públicamente a las personas que forman parte de este proceso, que dio inicio el primer día de clases con tan solo 5 años en la escuela de mi aldea:

- En primer lugar, a Dios, por ser la razón de ser, mía y la de mi familia, porque nada de lo que se hacer es causa mía, sino de él; Jesús.
- A mis padres, Obed y Lourdes por darme la vida y estar siempre atentos en todas mis necesidades desde antes de nacer.
- A mis hermanos, Carolina, Susana y Jonatán, por formar parte desde el punto de partida inicial, siempre a mi lado en todo momento.
- A mi esposa, Gabriela Aguilar Betancourth, pilar fundamental en esta etapa, y coparticipe de las situaciones adversas y positivas de nuestra estancia en España.
- A mis directores de tesis, Dr. Alberto Encarnación Martínez y Dr. Pedro Pérez Soriano. Indiscutiblemente este trabajo no puede ser hecho sin su colaboración, gracias por todo el tiempo dedicado a este trabajo.
- A mi amigo Jesús Quirós, un mentor y un ejemplo para mi vida.
- A la Universidad de Valencia, que, a través de su Departamento de Educación Física, y el programa de Doctorado, puedo cumplir esta etapa.
- Un agradecimiento especial se merece el Club de Atletismo Baleària Diànum, a todos sus atletas que participaron desinteresadamente, a Miquel su entrenador. Sin ellos este estudio no podría ser posible.



## ÍNDICE

<b>ÍNDICE DE FIGURAS</b> .....	4
<b>ÍNDICE DE TABLAS</b> .....	7
<b>ABREVIATURAS</b> .....	9
<b>RESUMEN</b> .....	11
<b>ABSTRACT</b> .....	13
<b>CAPITULO I</b> .....	15
<b>1. INTRODUCCIÓN</b> .....	17
<b>1.1. Preámbulo</b> .....	17
<b>1.2. Historia de las carreras</b> .....	18
1.2.1. Las maniobras de evasión en vertebrados terrestres.....	18
1.2.2. Los juegos olímpicos: Antiguos y modernos.....	18
<b>1.3. Biomecánica de la carrera en curva</b> .....	25
1.3.1. Cinética y Cinemática de la carrera en curva en contextos simulados.....	25
1.3.2. Cinética de la carrera en curva.....	27
1.3.3. Cinemática de la carrera en curva.....	30
1.3.4. Curva vs Recta: cambios cinéticos y cinemáticos.....	32
1.3.5. Sistema resorte-masa.....	34
<b>1.4. Impactos de aceleración</b> .....	35
1.4.1. Dominio del tiempo.....	37
1.4.2. Dominio de las frecuencias.....	39
1.4.3. Estudio de las aceleraciones en carrera.....	43
1.4.4. Riesgo de lesión e impactos de aceleración en velocistas.....	47
<b>CAPITULO II</b> .....	50
<b>2. OBJETIVOS E HIPOTESIS</b> .....	52
<b>2.1. Justificación</b> .....	52
<b>2.2. Objetivo general</b> .....	53
<b>2.3. Objetivos específicos</b> .....	53
<b>2.4. Hipótesis. (H)</b> .....	53
<b>CAPITULO III</b> .....	55

<b>3.</b>	<b><i>MATERIAL Y MÉTODO.</i></b>	<b>57</b>
3.1.	Diseño del estudio.	57
3.2.	Participantes.	57
3.3.	Instrumentación:	58
3.4.	Localización geográfica y unidad de tiempo.	59
3.5.	Calentamiento de los atletas.	59
3.6.	Protocolo.	59
3.7.	Procesamiento de la señal.	64
3.8.	Análisis estadístico.	66
	<b><i>CAPITULO IV</i></b>	<b>68</b>
<b>4.</b>	<b><i>RESULTADOS.</i></b>	<b>70</b>
4.1.	Estadística descriptiva.	70
4.2.	Estadística inferencial.	72
4.2.1.	Resultados en el dominio del tiempo.	72
4.2.2.	Resultados en el dominio de las frecuencias.	73
	<b><i>CAPITULO V</i></b>	<b>78</b>
<b>5.</b>	<b><i>DISCUSIÓN.</i></b>	<b>80</b>
5.1.	Efectos de la carrera en calle recta vs curvas.	81
5.1.1.	Atenuación e impactos en cabeza.	83
5.2.	Efectos del tipo de calle en la carrera curva: calle uno vs ocho.	84
5.3.	Alteraciones en las extremidades inferiores durante la carrera en curva.	85
5.3.1.	Atenuación e impactos en cabeza.	87
<b>6.</b>	<b><i>LIMITACIONES.</i></b>	<b>90</b>
<b>7.</b>	<b><i>APLICACIONES PRACTICAS</i></b>	<b>92</b>
<b>8.</b>	<b><i>CONCLUSIONES.</i></b>	<b>94</b>
<b>9.</b>	<b><i>REFERENCIAS.</i></b>	<b>96</b>
<b>10.</b>	<b><i>ANEXOS.</i></b>	<b>113</b>





## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Pista de atletismo de 400m (Fuente NIDE, 2021). .....	20
Figura 2. Pista de atletismo de 200m (Fuente NIDE, 2021). .....	20
Figura 3. Dimensiones pista de 200m (Fuente NIDE, 2021). .....	21
Figura 4. Dimensiones pista de 400m en calle uno (Fuente NIDE, 2021). .....	22
Figura 5. Zonas de salida en pruebas de velocidad (Fuente NIDE, 2021). .....	23
Figura 6. Sección transversal de las pistas peraltadas estándar (Fuente NIDE, 2021). ..	27
Figura 7. Cambios en TCS. Modelo matemático propuesto por Usherwood & Wilson (2006). .....	31
Figura 8. Modelo resorte-masa adaptado de Brazier et al., (2019). .....	34
Figura 9. Pico máximo de aceleración en tibia (derecha) y cabeza (izquierda). Adaptado de Encarnación-Martínez et al., (2017). .....	38
Figura 10. Ejemplo de la señal en el dominio de las frecuencias de dos patrones de pisada (retropié línea negra y antepié línea gris). Adaptado de Gruber et al., (2014). .....	41
Figura 11. Ejemplo de la atenuación en dos patrones de pisada (retropié negro y antepié gris). Adaptado de Gruber et al., (2014). .....	43
Figura 12. Referencia de zonas donde se puede colocar el acelerómetro para el análisis de la marcha o carrera (Elaboración propia). .....	44
Figura 13. Ejemplo de las zapatillas de correr y de la pisada de un velocista (Antepié fig. A) y corredor larga distancia de retropié (fig. B), (Elaboración propia). .....	46
Figura 14. Equipo de acelerometría (A), fotocélulas y ordenador (B), plataforma de contacto (C). .....	58
Figura 15. Ajuste de los acelerómetros en tibia y en cabeza. ....	60
Figura 16. Atleta con la instrumentación puesta durante el muestreo (Elaboración propia). .....	60
Figura 17. Diagrama de flujo del diseño del protocolo de muestreo. ....	61
Figura 18. Esquema del protocolo de muestreo (Elaboración propia). .....	61
Figura 19. Atletas durante la toma de datos (A: recta, Curva: B, C, D). .....	62
Figura 20. Muestra de la señal sin procesar en todo el protocolo de muestreo. ....	63
Figura 21. Ejemplo de la señal en el dominio del tiempo de un atleta a 10,22 m/s en la calle uno (curva) en zona de 20m a máxima velocidad. ....	64
Figura 22. Descripción cinemática de las variables de acelerometría en el dominio de las frecuencias (Adaptado de Gruber et al (2014). .....	66

Figura 23. Resultados en la magnitud del impacto en tibia: diferencias entre pierna y calles. R= recta, C1= calle 1, C8= calle 8, T_Mag= magnitud en tibia, PE= pierna externa, PI= pierna interna. *= diferencia entre piernas $p < 0,05$ , **= diferencias entre calles $p < 0,05$ . .....	73
Figura 24. Diferencias en la magnitud total de la señal entre piernas y entre calles. *= diferencias entre piernas, **= diferencias entre calles, MST= magnitud de la señal en tibia, T= total, R= recta, C1= curva 1, C8= curva 8.....	75
Figura 25. Diferencias en Magnitud de la señal en tibia en bajas (BF) y altas (AF) .....	75
Figura 26. Diferencias entre máximos en bajas y altas frecuencias entre piernas y calles. * diferencias entre la calle recta y la calle uno, ** diferencias entre la calle recta y la calle curva ocho.....	76



## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Características de la muestra.....	57
Tabla 2. Definición de las variables de acelerometría incluidas en el estudio (Elaboración propia).....	65
Tabla 3. Resultados en velocidad en cada una de las calles.....	70
Tabla 4. Estadísticos descriptivos de las variables en tibia en el dominio de las frecuencias.....	70
Tabla 5. Estadísticos descriptivos de las variables en cabeza en el dominio de las frecuencias.....	71
Tabla 6. Estadísticos descriptivos de la variable de la atenuación de los impactos en el dominio de las frecuencias. ....	71
Tabla 7. Estadísticos descriptivos de la variable magnitud del impacto. ....	72
Tabla 8. Resultado en las variables del dominio de las frecuencias entre piernas.....	73
Tabla 9. Resultados en las variables del dominio de las frecuencias entre calles.....	74
Tabla 10. Resultados en las variables del dominio de las frecuencias y su interacción pierna*calle. ....	74



## ABREVIATURAS

### SIGNIFICADO

<b>ATT_AF</b>	Atenuación en altas frecuencias
<b>ATT_BF</b>	Atenuación en bajas frecuencias
<b>C</b>	Cabeza
<b>CoM</b>	Centro de masa
<b>FP</b>	Frecuencia de paso
<b>FRS</b>	Fuerzas de reacción del suelo
<b>LP</b>	Longitud de paso
<b>Mag_T</b>	Magnitud en tibia
<b>MSC_AF</b>	Magnitud total de la señal en cabeza en altas frecuencias
<b>MSC_BF</b>	Magnitud total de la señal en cabeza en bajas frecuencias
<b>MSC_T</b>	Magnitud total de la señal en cabeza
<b>MST_AF</b>	Magnitud total de la señal en tibia en altas frecuencias
<b>MTS_BF</b>	Magnitud total de la señal en tibia en bajas frecuencias
<b>MST_T</b>	Magnitud total de la señal en tibia
<b>N</b>	Newton
<b>PFT_AF</b>	Pico de frecuencia en tibia en altas frecuencias
<b>PFT_BF</b>	Pico de frecuencia en tibia en bajas frecuencias
<b>PFC_AF</b>	Pico de frecuencia en cabeza en altas frecuencias
<b>PFC_BF</b>	Pico de frecuencia en cabeza en bajas frecuencias
<b>PPT_AF</b>	Pico de potencia en tibia altas frecuencias
<b>PPT_BF</b>	Pico de potencia en tibia bajas frecuencias
<b>PPC_AF</b>	Pico de potencia en cabeza en altas frecuencias
<b>PPC_BF</b>	Pico de potencia en cabeza en bajas frecuencias
<b>PPE</b>	Pico de potencia espectral
<b>T</b>	Tibia
<b>TCS</b>	Tiempo de contacto con el suelo
<b>TV</b>	Tiempo de vuelo





## RESUMEN

**Introducción:** Correr en curva requiere de cambios biomecánicos comparado con correr en calle recta. Los atletas de velocidad se enfrentan a adaptaciones cinemáticas cuando corren en curva. Se generan fuerzas de forma asimétrica en extremidades inferiores, lo que conlleva a desarrollar asimetrías a nivel óseo-muscular.

**Objetivo:** Determinar si existen diferencias en los impactos de aceleración en la extremidad inferior al correr en curva y calle recta.

**Material y Método:** Ocho atletas, 5 hombres y 3 mujeres (edad  $16,3 \pm 1,7$  años, masa  $58,5 \pm 11,4$  kg, talla  $172,6 \pm 10,5$  cm) especialistas en pruebas de velocidad 100, 200 y 400m ejecutaron dos series por calle de 60m a velocidad máxima en la calle recta y las calles curvas uno y ocho (radio: 37 y 45,10m respectivamente) de una pista estándar de 400m. Se usaron tres acelerómetros triaxiales (Blautic Desings, Valencia, España) los cuales registraron a 124 Hz y un rango de operación de 16g (masa 4g). La velocidad se registró mediante fotocélulas electrónicas (Cronojump Boscosystem, Barcelona, España).

**Resultados:** MST\_T y Mag\_T fue estadísticamente significativo ( $p < 0.05$ ) entre piernas en las tres calles analizadas. La pierna externa recibió mayores impactos que la pierna interna. Mag\_T en pierna externa  $24,1 \pm 11,5$  g;  $31,7 \pm 0,5$  g;  $30,7 \pm 1,9$  g, calle recta, curva uno y ocho respectivamente. Mag\_T en pierna interna  $17,0 \pm 9,2$  g;  $26,5 \pm 6,8$  g; y  $25,2 \pm 4,7$  g, calle recta, curva uno y curva ocho respectivamente. MST\_T en pierna externa  $23,6 \pm 14,8$  g<sup>2</sup>/Hz;  $31,6 \pm 7,1$  g<sup>2</sup>/Hz; y  $32,7 \pm 6,1$  g<sup>2</sup>/Hz, calle recta, curva uno y ocho respectivamente, MST\_T en pierna interna  $18,3 \pm 13,3$  g<sup>2</sup>/Hz;  $23,6 \pm 7,9$  g<sup>2</sup>/Hz; y  $27,7 \pm 7,9$  g<sup>2</sup>/Hz, calle recta, curva uno y ocho respectivamente. La Mag\_T fue significativamente menor en la calle recta con respecto a la calle uno; y en la calle recta respecto a la calle ocho (diferencia de medias 8,5 y 7,4g respectivamente). No hubo diferencias entre calles curvas.

**Conclusiones:** La pierna externa opera de forma asimétrica en cuanto a los impactos de aceleración se refiere durante la carrera en curva en comparación con la carrera en línea recta. Correr en curva favorece la distribución asimétrica de impactos entre piernas, siendo mayor que en línea recta. El radio de la calle no modifica la distribución de los impactos.



## ABSTRACT

**Introduction.** Sprinting on curves requires biomechanical changes compared to sprinting on a straight lane. Sprint athletes face kinematic adaptations when sprinting around curves. Forces are generated asymmetrically in the lower extremities, which leads to the development of asymmetries at the bone-muscular level.

**Objective:** To determine if there are differences in the acceleration impacts in the lower extremity when sprinting on curves and straight lanes.

**Material and Method:** Eight athletes, 5 men and 3 women (age  $16.3 \pm 1.7$  years, mass  $58.5 \pm 11.4$  kg, height  $172.6 \pm 10.5$  cm) specialists in sprint tests 100, 200m and 400m ran two 60m lane heats at maximum speed on the straight lane and curved lanes one and eight (radius: 37m and 45.10m respectively) of a standard 400m track. Three triaxial accelerometers (Blautic Desings, Valencia, Spain) were used, which recorded at 124 Hz and an operating range of 16g (mass 4g). The velocity was recorded using electronic photocells (Cronojump Boscosystem, Barcelona, Spain).

**Results:** MST\_T and Mag\_T were statistically significant ( $p < 0.05$ ) between legs in the three analyzed lanes. Outside leg received greater impacts than the inside leg. Mag\_T in outside leg  $24.1 \pm 11.5$  g;  $31.7 \pm 0.5$ g;  $30.7 \pm 1.9$  g, straight lane, curve one and eight respectively. Mag\_T in inside leg  $17.0 \pm 9.2$  g;  $26.5 \pm 6.8$ g; and  $25.2 \pm 4.7$  g, straight lane, curve one and curve eight respectively. TSM\_T in outside leg  $23.6 \pm 14.8$  g<sup>2</sup>/Hz;  $31.6 \pm 7.1$  g<sup>2</sup>/Hz; and  $32.7 \pm 6.1$  g<sup>2</sup>/Hz, straight lane, curve one and eight respectively, TSM\_T in inside leg  $18.3 \pm 13.3$  g<sup>2</sup>/Hz;  $23.6 \pm 7.9$  g<sup>2</sup>/Hz; and  $27.7 \pm 7.9$  g<sup>2</sup>/Hz, straight lane, curve one and eight respectively. Mag\_T was significantly lower in the straight lane compared to lane one, and in the straight lane compared to lane eight (mean difference 8.5 and 7.4g respectively). There were no differences between curved lanes.

**Conclusions:** Outside leg operates asymmetrically in terms of acceleration impacts during curve sprint compared to straight line sprint. Sprinting in a curve favors the asymmetric distribution of impacts between legs, being greater than in a straight line. The radius of the lane does not modify the distribution of impacts.



# CAPITULO I

## INTRODUCCIÓN



*“Y también el que lucha como atleta, no es cornado si no lucha legítimamente”. Saulo de Tarso Siglo I DC, (II Timoteo 2:5).*



## 1. INTRODUCCIÓN.

### 1.1. PREÁMBULO.

El estudio que a continuación se presenta nace por la necesidad de dar respuesta a varias preguntas que me formulé mientras realizaba mis prácticas del grado en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte en la Universidad Nacional Autónoma de Honduras (2013), en las que cumplía la función de dar orientación en materia de actividad física y salud a los corredores que habitualmente asistían a la pista de atletismo de la Universidad. Como parte de las medidas y para poder contrarrestar *a priori* las asimetrías de correr en una sola dirección propuse cambiar en determinados periodos de tiempo (cada dos meses) la orientación de la carrera pasando a ser en favor de las manecillas del reloj.

Según (Weineck, 2005) “El atleta Pietro Mennea, poseedor de un récord mundial, entrenaba a favor de las manecillas del reloj para mejorar la fuerza y la longitud de la pierna izquierda”.

No obstante, y de conocimiento popular algunas personas estaban en desacuerdo, y ante la limitada evidencia científica la idea no prospero. Sin embargo, al cursar el Máster en Alto Rendimiento Deportivo en la Universidad Católica de Murcia, envié tres propuestas de estudio para el trabajo de fin de máster, en las que incluía la siguiente propuesta: “Análisis de los cambios cinemáticos durante la carrera en curva” dicha propuesta fue aceptada y finalmente se completó un estudio de revisión sistemática. Para acceder al programa de doctorado en la Universidad de Valencia, presente la propuesta de estudio cuya línea de investigación sigue la del máster, ubicándose en la rama de rendimiento deportivo.

Para poder acercarnos al objeto de estudio de esta tesis, es importante realizar un breve y general seguimiento histórico del deporte que nos lleva a nuestra investigación: las pruebas de velocidad en atletismo, de tal manera que a medida que se avanza en la lectura del manuscrito el lector se acercará a conocer nuestra propuesta de tesis basados en la teoría actual sobre este tipo de carreras, así como nuestra puesta en marcha de un plan acción investigación guiado por una metodología científica que dará respuesta a nuestras hipótesis, por las que luego formularemos objetivamente una descripción cinemática que ampliará el conocimiento actual sobre la carrera en curva y línea recta.

## 1.2. HISTORIA DE LAS CARRERAS.

### 1.2.1. LAS MANIOBRAS DE EVASIÓN EN VERTEBRADOS TERRESTRES.

La maniobrabilidad en los vertebrados terrestres presupone la lucha por la supervivencia (Domenici et al., 2011a; Domenici et al., 2011b), aquellos que intentan sobrevivir se ven obligados a experimentar las mejores maniobras de corte poniendo a prueba todo su potencial fisiológico y mecánico para intentar evadir a su adversario (Domenici et al., 2011a; Domenici et al., 2011b; McNeill, 2002), se ha documentado que las maniobras de corte a alta velocidad en estos vertebrados suponen una salida cuando se ven sometidos en persecuciones de vida o muerte (McNeill, 2002). Se sabe que cambiar de dirección a alta velocidad y sostener la estabilidad es una de las maniobras más utilizadas en la lucha por la supervivencia tanto en cuadrúpedos terrestres, como en bípedos (Usherwood & Wilson, 2005).

Los primeros pasos del *homo sapiens* desde sus antepasados comunes están arraigados a maniobras de supervivencia tal como correr, lanzar, saltar, escalar (Beale, 2011; Rodríguez López, 2003). Con el paso de los años el perfeccionamiento de estas capacidades ha implicado un desarrollo en las técnicas de maniobra como la carrera en diferentes direcciones que por naturaleza les es manifestó en persecuciones de caza (Beale, 2011). Estas técnicas han implicado un desarrollo morfológico y mecánico a través del tiempo (Beale, 2011). En humanos las maniobras de corte a alta velocidad se ven limitadas debido a su postura bípeda (McNeill, 2002).

### 1.2.2. LOS JUEGOS OLÍMPICOS: ANTIGUOS Y MODERNOS.

El desarrollo de la civilización da paso a un bienestar social y a una estratificación de clases sociales de las cuales el tiempo libre repercute en la creación de eventos de ocio que pasarán a formar parte de la cultura (Beale, 2011). De esta manera se abren paso los agones atléticos. La puesta en escena de la expresión corporal por medio de diferentes eventos atléticos se remonta hasta el 776 a.C. en lo que hoy conocemos como Juegos Olímpicos de la Antigüedad (Rodríguez López, 2003). En estos juegos se documenta por primera vez una prueba atlética que consiste en correr alrededor del coliseo, en la que se recorre una distancia de aproximadamente 200m en donde se atraviesan dos caminos rectos y dos curvos (Beale, 2011; Rodríguez López, 2003). Por la naturaleza de la prueba, los requerimientos biomecánicos a los que los atletas se enfrentan consisten en la capacidad de cambio de dirección a alta velocidad para poder hacer frente al paso de la



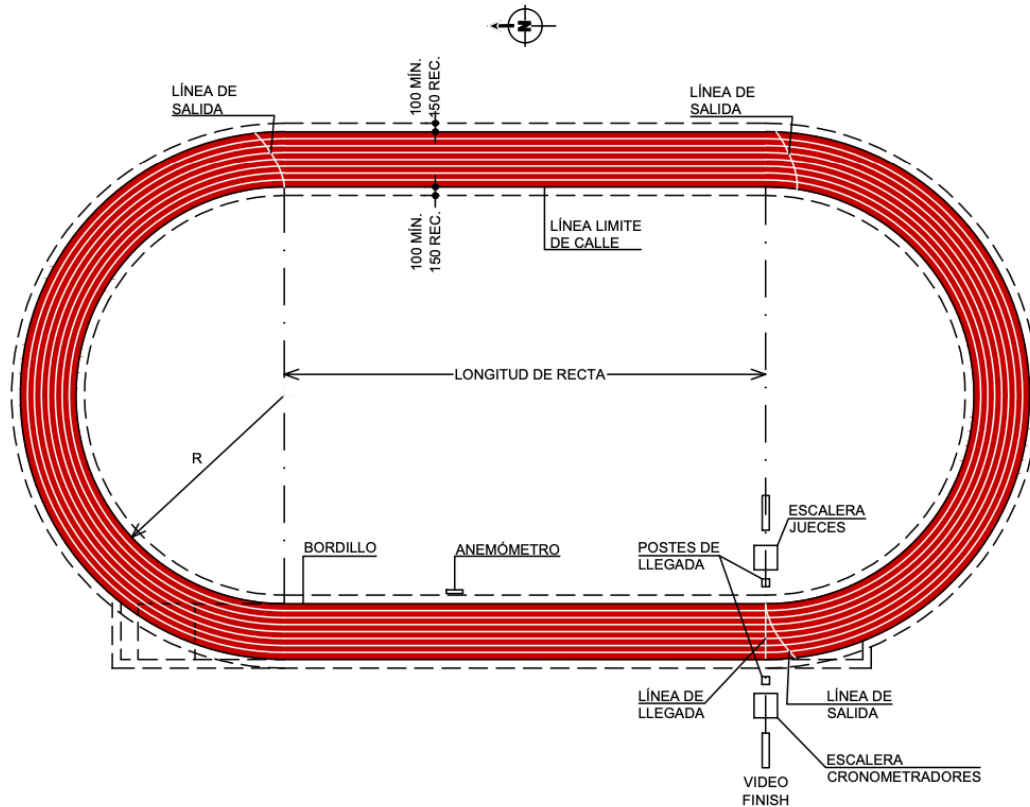
curva, lo que requiere mantener la estabilidad dinámica durante todo el trayecto curvo (McNeill, 2002).

Los juegos olímpicos de la antigüedad fueron abolidos por el emperador Theodosio II en el año 376 d.C, y no fue hasta el año 1896 cuando el varón Pierre de Cubertaine tomó la iniciativa de reorganizar los juegos en la ciudad de Atenas, Grecia (Arrechea et al., 2019). En la primera edición se incluyen los 400m lisos, los que implicaba el paso de dos curvas y dos rectas, no obstante, fue hasta en la segunda edición de los juegos celebrados en el año 1900 en Paris, Francia, en donde se introduce la prueba de 200m masculina y hasta en los juegos de 1948 en Londres, se introduce la prueba en la modalidad femenina (Arrechea et al., 2019).

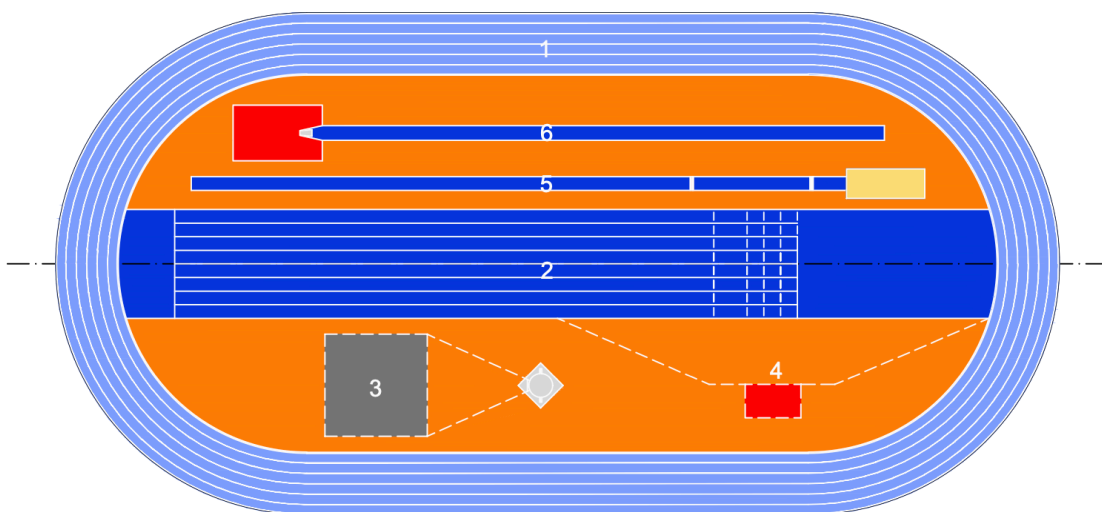
Actualmente se siguen celebrando los eventos atléticos a lo largo del año en todas las categorías, tanto los eventos autonómicos, nacionales e internacionales, estos últimos se celebran a nivel continental, como pueden ser Campeonatos Europeos o Juegos Panamericanos, además de las celebraciones de los Campeonatos del Mundo. La organización de estos eventos internacionales está supervisada por la World Athletics (WA), antes Asociación Internacional de Federaciones de Atletismo (IAAF por sus siglas en ingles), y cada cuatro años se siguen celebrando los Juegos Olímpicos siguiendo el espíritu del olimpismo que les ha precedido desde siempre. Será el Comité Olímpico Internacional (COI) el encargado de la organización de los Juegos que se caracterizan por la participación de atletas de todo el mundo sin distinción de etnia, raza o cultura (COI, 2020).

Las características geométricas de la pista de atletismo han despertado el debate sobre si existe o no ventaja en los corredores según la calle por donde van a correr, especialmente en las pruebas de 200 y 400m (Churchill et al., 2018; Gary & Andrew, 2003; Greene, 1985; Greene, 1987; Usherwood & Wilson, 2006). La WA ha desarrollado un protocolo para determinar el orden donde cada atleta realizará la carrera. Siguiendo el protocolo de la WA donde los mejores tiempos se colocan en las calles cinco y cuatro, los siguientes tiempos en las calles seis y tres, siete y dos, y en las calles uno y ocho respectivamente. Este sistema ha sido estudiado mediante modelos matemáticos en los que se respalda dicha norma (Aftalion & Martinon, 2019).

Los eventos de atletismo se celebran en pista externa de 400m lisos (Fig. 1) y en pista interna de 200m (Fig. 2) (World athletics, 2020). Las pistas de atletismo están formadas por dos rectas paralelas y dos curvas con radios idénticos (en el caso de las pistas internas las curvas tienen un bancarizado o peralte).



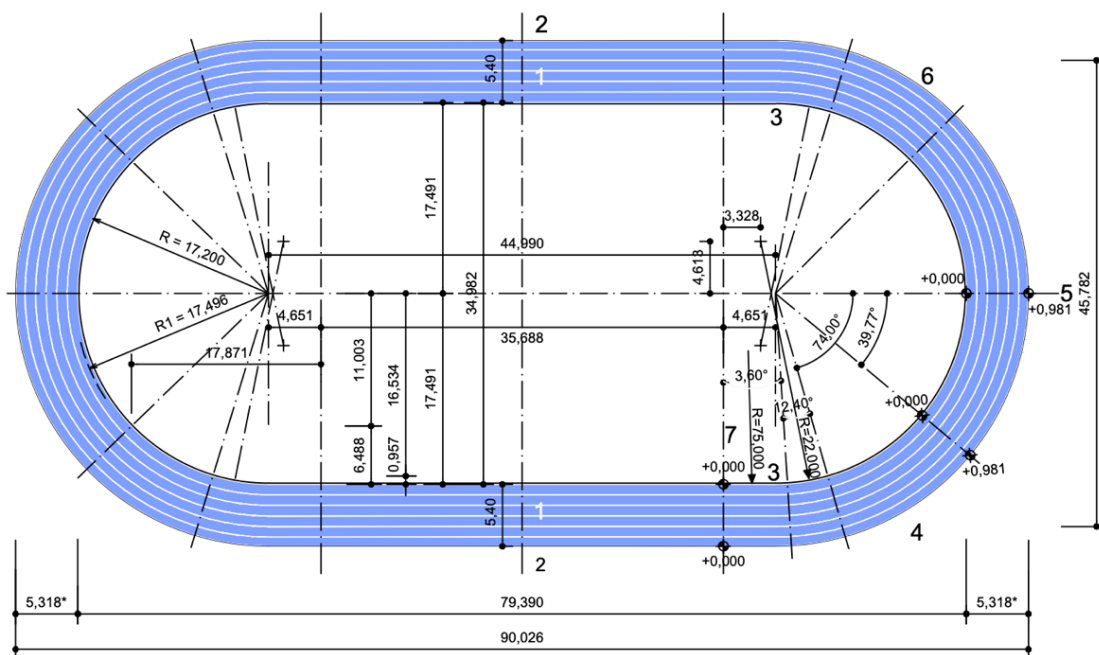
**Figura 1.** Pista de atletismo de 400m (Fuente NIDE, 2021).



**Figura 2.** Pista de atletismo de 200m (Fuente NIDE, 2021).

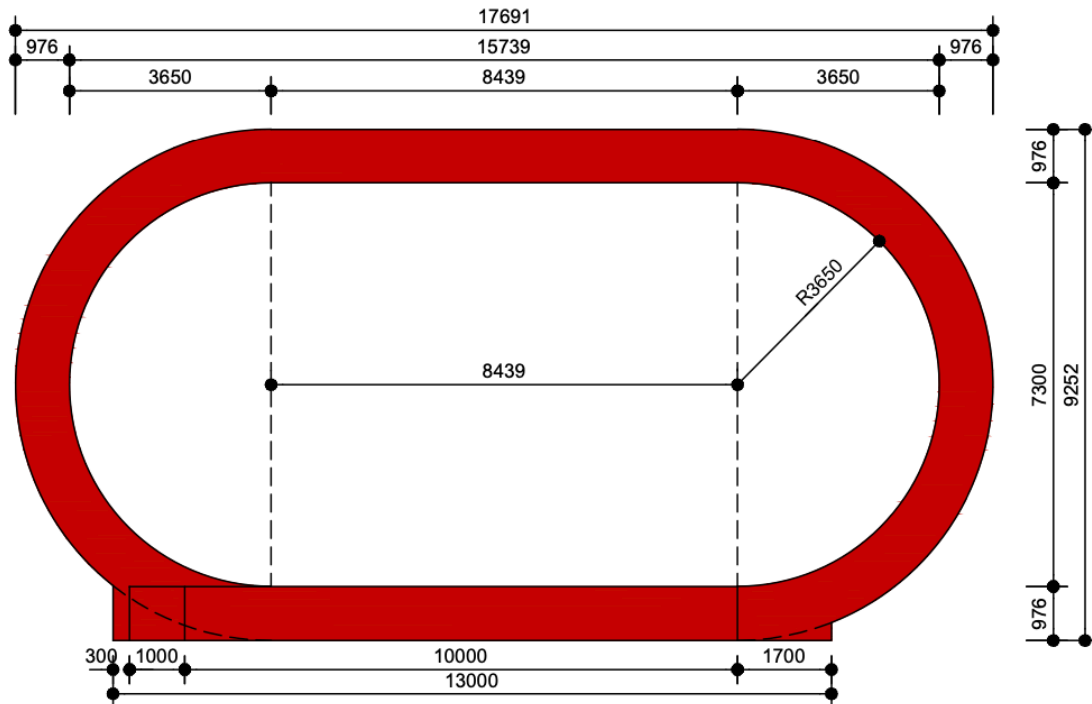
Las carreras se realizan siempre en contra de las manecillas del reloj (World Athletics, 2020), dando lugar a que la pierna del interior será siempre la izquierda y la pierna del exterior será siempre la derecha, en este documento nos vamos a referir a esta acción como pierna interna y pierna externa.

Las pistas de 200m suelen ser pistas cubiertas en las que el clima interno de competición tiene mayor control, las dimensiones de la pista se muestran en la figura 3. El radio mínimo de homologación es de 15m y de 19m de máximo, aunque se estima un radio de 17,2m como la medida correcta (NIDE, 2021b).



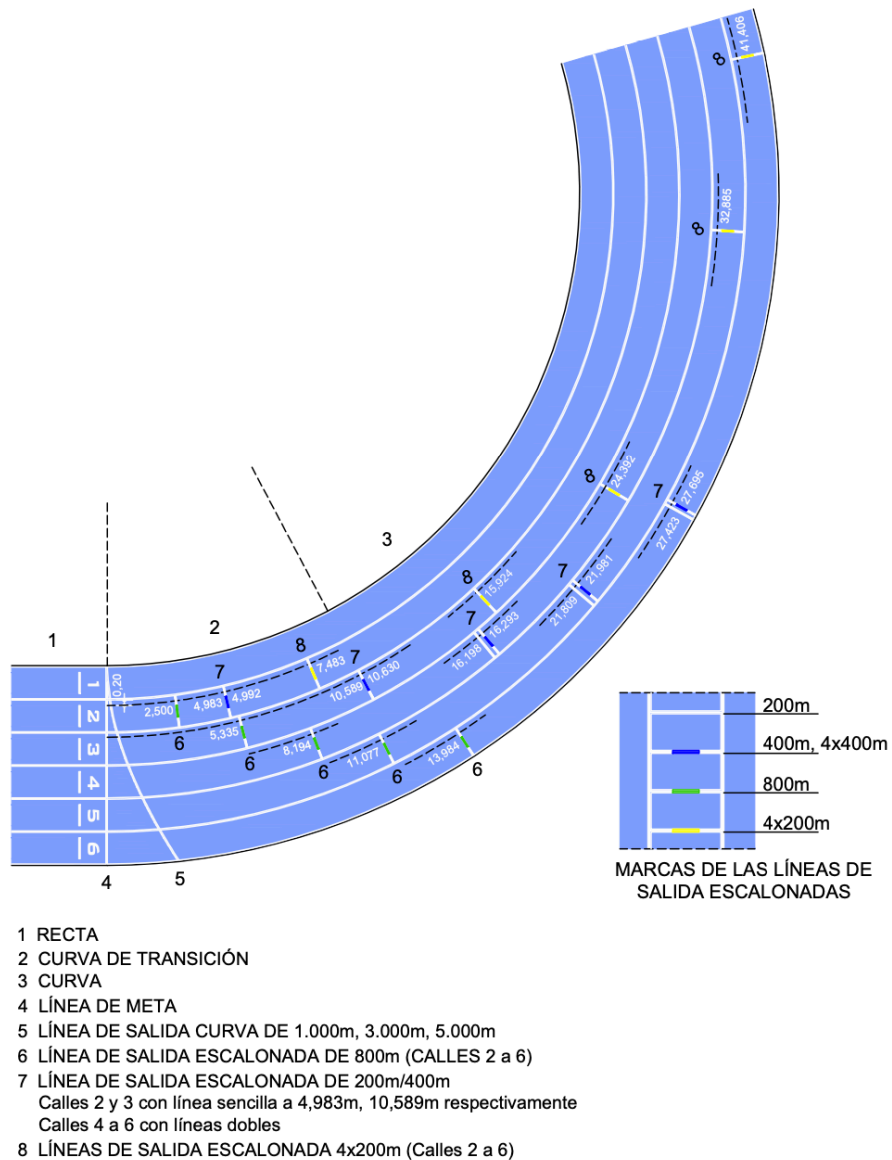
**Figura 3.** Dimensiones pista de 200m (Fuente NIDE, 2021).

La figura 4 muestra las dimensiones de la pista de 400m, las cuales son pistas al aire libre, cuyo radio mínimo es de 35,5m. El pavimento en ambas pistas es sintético no inferior a 9mm (NIDE, 2021a)



**Figura 4.** Dimensiones pista de 400m en calle uno (Fuente NIDE, 2021).

La salida en las diferentes pruebas de velocidad (200,400m) viene dada según el radio de la calle, en la figura 5 se muestra las principales zonas de salida para los 200 y 400m. Además, los 800m, aunque puede ser considerada una prueba de velocidad los atletas en la segunda vuelta pueden pasar a correr por la calle uno (World athletics, 2020), la zona de intercambio se muestra en la zona dos de la figura 5 (Página siguiente). Las pruebas que pueden ser afectadas por las características de la pista son en mayor medida los 200 y 400m (Jain, 1980; Usherwood & Wilson, 2006).



**Figura 5.** Zonas de salida en pruebas de velocidad (Fuente NIDE, 2021).

Algunos estudios (Churchill et al., 2015b; Judson et al., 2020; Ohnuma et al., 2018) han abordado las características biomecánicas de la carrera en curva, desde la cinética y la cinemática tanto en entornos controlados de laboratorio (Chang & Kram, 2007), y desde modelos matemáticos (Greene, 1985; Jain, 1980), así como en medios externos reconstruidos artificialmente (Churchill et al., 2015b; Churchill et al., 2015a; Judson et al., 2019).

## **PUNTOS CLAVE**

---

- Algunos estudios exploran la maniobrabilidad terrestre en vertebrados con el fin de describir las principales maniobras de evasión en la lucha por la supervivencia, siendo los cambios de dirección o maniobras curvas las más utilizadas por vertebrados terrestres.
- El homo sapiens y sus antepasados comunes se enfrentaron a la lucha por la supervivencia, en ésta fueron capaces de desarrollar la carrera en diferentes direcciones. Con el paso de los años el avance social y cultural dio paso a los eventos de ocio siendo los más laureados los Juegos Olímpicos griegos de la antigüedad, en éstos se incluía las carreras, de las cuales existía la carrera alrededor del coliseo, en la que los atletas tenían que correr en curva.
- Posterior a la abolición de los juegos olímpicos de la antigüedad se abren paso los juegos olímpicos modernos, figurando el atletismo en todas sus dimensiones, en este se expresa aquellas maniobras de supervivencia. Las carreras en el estadio olímpico llevan impregnadas la habilidad de correr en curva a máxima velocidad.

### 1.3. BIOMECÁNICA DE LA CARRERA EN CURVA.

#### 1.3.1. CINÉTICA Y CINEMÁTICA DE LA CARRERA EN CURVA EN CONTEXTOS SIMULADOS.

La carrera en curva conlleva una dinámica diferente en comparación con los caminos rectos, al tratarse de un plano no sagital los momentos de fuerza en las articulaciones cambian (Alt et al., 2016; Chang & Kram, 2007), el centro de masa (CoM) baja con una inclinación proporcional hacia el centro del radio (Chang & Kram, 2007; Luo & Stefanyshyn, 2012b; Quinn, 2009; Smith et al., 2006). Este cambio en el CoM hace que el vector de fuerza cambie, de este modo los atletas evitan ser atraídos hacia la tangente de la curva y salirse de la misma (Smith et al., 2006). Debido a las implicaciones que tiene el radio sobre la velocidad y las demandas biomecánicas en producción de fuerza varios estudios han documentado asimetrías *a saber* durante las carreras en curva (Beukeboom et al., 2000; Brady et al., 2019; Debnath & Karanwal, 2010; Nevison et al., 2015; Ohnuma et al., 2018; Young et al., 1995).

Desde un punto de vista teórico, se postulan varias teorías que describen los principales aspectos que limitan el rendimiento durante la carrera en curva; Greene (1985) describe que las fuerzas máximas de reacción del suelo (FRS) verticales limitan el rendimiento durante la carrera en curva al compararse con línea recta, este autor indica que para correr en curva es necesario la generación de fuerzas laterales lo que deriva de una disminución de las FRS verticales. La fuerza centrípeta necesaria para girar en curva conlleva un límite en las extremidades para generar su máximo rendimiento y esta limitación fisiológica se transmite en una reducción mecánica durante la fase de generación de fuerza en cada pierna (Greene, 1985).

En respuesta a la teoría propuesta por Greene (1985), Chang & Kram (2007) demostraron que manteniendo las FRS verticales constantes entre piernas durante la carrera en curva en radios pequeños (de 1 a 6m) se alcanzaría la misma velocidad que en recta. Para ello, los investigadores ataron del centro de masa a los sujetos con una cuerda que contrarrestaría la fuerza centrífuga, de manera que, ayudando a mantener la verticalidad los sujetos serían capaces de generar simétricamente mayores FRS verticales. Estos autores (Chang & Kram, 2007) encontraron que las FRS pico fueron similares entre piernas, contrario cuando corrieron sin atadura, el tiempo de contacto con el suelo (TCS)

fue similar en la condición con atadura, pero fue mayor para la pierna externa en la condición sin atadura, este estudio sugiere que la pierna externa en condiciones normales genera mayores FRS laterales que la pierna interna. Al parecer no existe una clara evidencia de que esto sea descrito en otros estudios donde se analizan radios de mayor tamaño (Churchill et al., 2015b; Judson et al., 2019).

Basados en la teoría de Chang & Kram (2007), Luo & Stefanyshyn (2012) experimentaron colocando en los sujetos una masa adicional alterando de este modo la demanda mecánica de la extremidad de soporte, poniendo a prueba la teoría sobre el límite de la fuerza de la extremidad interna, bajo el supuesto de que a medida que la necesidad de soportar el peso corporal aumenta con la masa adicional, la fuerza resultante máxima dentro de la extremidad permanecerá constante durante la carrera en curva. Además, esto llevaría a probar la teoría del límite de estabilización conjunta, la cual trata de probar que en radios pequeños los momentos del plano no sagital de la rodilla y el tobillo estén en su umbral máximo operativo.

Sin embargo, no se encontraron diferencias significativas que respalden ambas teorías, pero se asume que la pierna interna no alcanza los valores de fuerza máxima (Luo & Stefanyshyn, 2012). Además, los momentos de las articulaciones de la rodilla y el tobillo no llegan a sus límites operativos. No obstante, el modelo propuesto por Greene sobre el límite fisiológico de fuerza de las extremidades se ha descrito en estudios para radios más grandes (Churchill et al., 2015b; Churchill et al., 2018). En dirección con los estudios antes citados, varios estudios (Churchill et al., 2015b; Churchill et al., 2018; Judson et al., 2019) han desarrollado propuestas metodológicas adaptadas a eventos que son representativos de las competiciones oficiales, en donde se describen las demandas mecánicas que presupone correr en curva y las fuerzas que se aplican durante estos eventos.

#### **PUNTOS CLAVE**

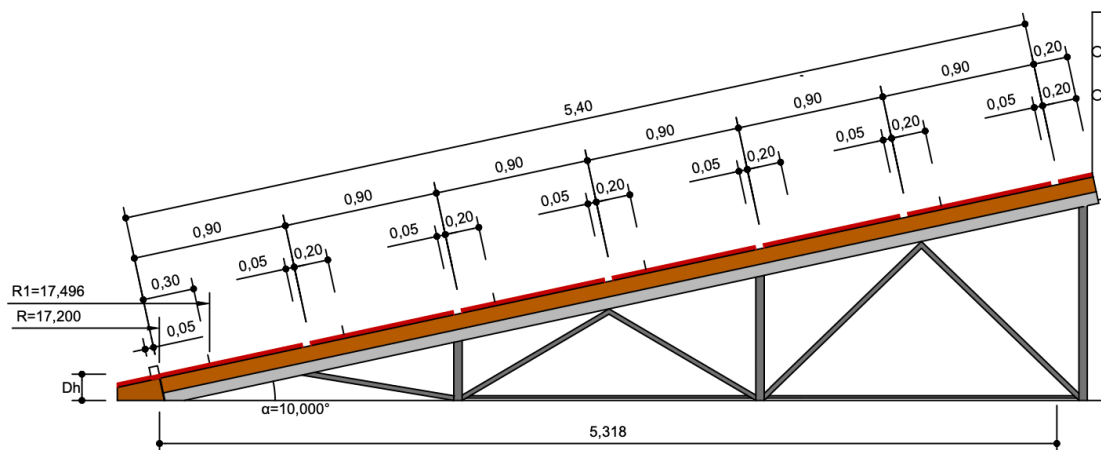
- La fuerza centrífuga puede limitar el rendimiento en curva.
- Las FRS verticales se ven limitadas por la necesidad de generar FRS laterales durante la carrera en curva.
- En radios pequeños (1-6m) la pierna externa genera mayores FRS laterales que la pierna interna.



### 1.3.2. CINÉTICA DE LA CARRERA EN CURVA.

Actualmente se celebran eventos atléticos de carrera en pista interna de 200m y en pista externa de 400m lisos, el sistema de bancarizado (Fig.6) en pistas internas permite a los atletas mantener la estabilidad del giro ejerciendo la función de contrarrestar la fuerza centrífuga y de este modo evitar que los atletas se salgan de su radio durante la maniobra (Greene, 1987). Una de las características de las pistas internas es que cuentan con radios clotoides, es decir, el radio disminuye de forma inversa a medida se avanza durante la carrera (González Organo, 2020). Es en esta fase donde se produce la transición recta curva y *viceversa*.

En pista interna se ha evidenciado discrepancia durante las carreras superiores a los 200m (Beukeboom et al., 2000; Ferro & Floria, 2013; Gary & Andrew, 2003; Greene, 1987; Nevison et al., 2015). Conjuntamente los atletas que entrenan en pista interna a lo largo de una temporada pueden desarrollar una fuerza asimétrica en la musculatura de la articulación subastragalina (Beukeboom et al., 2000). En mujeres, en pista no bancarizada se encontraron asimetrías en la activación del glúteo medio, siendo mayor en pierna interna que en pierna externa (Nevison et al., 2015). Una mayor área de sección transversal en psoas mayor de la pierna externa se correlaciono con mayor velocidad en un radio de 23m (Tottori et al., 2016).



**Figura 6.** Sección transversal de las pistas peraltadas estándar (Fuente NIDE, 2021).

El bancarizado no existe en las pistas de 400m, una de las causas principales es debido a las dimensiones del radio, este permite mayor margen de maniobra. Los aspectos físicos de la pista externa de 400m permite a los atletas un mayor tiempo para poder hacer

el giro a medida que avanza durante la zona curva, esto se traduce en mayor velocidad (Ferro & Floria, 2013; Gary & Andrew, 2003), sin embargo, los atletas se tienen que enfrentar a las demandas mecánicas que supone correr en curva a pesar de contar con radios más abiertos y que las exigencias en generación de fuerza pueden verse influenciadas por la calle en donde el atleta será ubicado en la carrera (Churchill et al., 2015b; Judson et al., 2019).

En pista de 400m para poder hacer efectivo el paso de la curva a alta velocidad un atleta debe girar 180° en 120m, para ello se requiere de los mecanismos de abducción/aducción y rotación de miembros inferiores al mismo tiempo que se avanza durante la curva (Alt et al., 2016; Churchill et al., 2015a; Ishimura & Sakurai, 2016; Judson et al., 2020). Para mantener la estabilidad dinámica durante la carrera en curva se asume que los miembros inferiores cumplen una función diferente en materia de generación de fuerza, donde pierna externa cumple la función de dar estabilidad y giro (Churchill et al., 2015b; Ishimura & Sakurai, 2016), y pierna interna genera mayores fuerzas laterales (Churchill et al., 2015b; Judson et al., 2019).

Chang & Kram, (2007) encontraron que la pierna externa genera mayores picos de fuerza lateral que la pierna interna a velocidades de 6 m/s aproximadamente en radios de 1-6m, sin embargo, el estudio de Hammill (1987) indicó que la pierna interna genera mayores picos de fuerza lateral que la pierna externa en un radio de 31,5m a 6 m/s, no obstante, estas condiciones solo se aproximan a los eventos deportivos de velocidad máxima.

Diseños experimentales más representativos de los eventos en pista como el estudio de Churchill (2015b) sobre la producción de fuerza en miembros inferiores durante la carrera en curva en un radio de 36,72m equivalente a la calle uno de una pista oficial de atletismo, mostró cambios en el plano anteroposterior en los picos de fuerza horizontal en la pierna interna al compáralos con la condición de calle recta y calle curva. Además, las fuerzas de frenado en pierna interna significativamente son mayores que en la pierna externa, así como el tiempo que transcurre durante el frenado. En el plano mediolateral la fuerza interna máxima generada por la pierna interna resulto mayor de forma significativa que en la pierna externa, así como el impulso neto hacia el interior (Churchill et al., 2015b).

Por otro lado, otro estudio (Ishimura & Sakurai, 2016) reporta cambios significativos en la fuerza centrípeta, la pierna externa genera mayores valores de fuerza

centrípeta 289,92N frente a los 199,58N de la pierna interna, así mismo la fuerza tangencial fue significativamente mayor en pierna externa 58,93N, frente a 30,76N de la pierna interna. Los impulsos de reacción del suelo representados  $\text{kg}\cdot\text{m/s}$  en el eje X (eje tangencial) mostraron diferencias significativas, y en el eje Y (eje vertical) no mostró diferencias significativas. Este estudio se realizó en condiciones similares a los eventos de velocidad, en donde el radio fue de 43,52m de la calle cuatro de una pista de 400m. Las velocidades fueron máximas para cada atleta alcanzando velocidades de 8,84 m/s en pierna externa y 8,83 m/s en pierna interna (Ishimura & Sakurai, 2016).

Esta línea de investigación ha sido sometida a análisis durante la fase de aceleración de la carrera en curva (Judson et al., 2019), en donde se ha mostrado una reducción en el plano anteroposterior en la capacidad de producir fuerza durante la carrera en curva. Durante el 75-100% del contacto con el suelo la pierna interna generó mayor fuerza impulsiva en el plano mediolateral que la pierna externa, no obstante, durante el 1-12% del contacto la pierna externa generó mayores fuerzas mediolaterales, esto ha llevado a sugerir que durante la carrera en curva la capacidad de producir fuerza es asimétrica en la extremidad inferior siendo la pierna externa la menos afectada (Judson et al., 2019).

De este modo, y en la particularidad de los atletas paralímpicos cuya pierna amputada es la pierna interna, éstos se enfrentan a una desventaja contra otros atletas cuya pierna amputada sea la pierna externa, esto debido al papel fundamental que cumple la pierna interna en la generación de fuerzas laterales (Funken et al., 2017).

Una de las formas básicas de describir la naturaleza de la carrera en curva es mediante el seguimiento descriptivo de la cinemática, de esta forma, y debido a que la carrera en curva no se limita a 2 ejes, mediante reconstrucciones en 3 dimensiones se han propuesto varias teorías que explican la relación entre la fuerza que se genera y los cambios en la técnica de maniobra y, como esta se ve afectada en variables de rendimiento como frecuencia de paso y longitud de paso (Alt et al., 2016; Churchill et al., 2015b; Ishimura & Sakurai, 2016).

#### **PUNTOS CLAVE**

- Las pistas de 200m cuentan con bancarizado el cual ayuda a atletas a estabilizar el CoM durante el trayecto curvo.
- La carrera en curva genera cambios asimétricos en fuerza muscular.
- En pista de 400m la pierna interna genera mayores FRS laterales que la pierna externa.

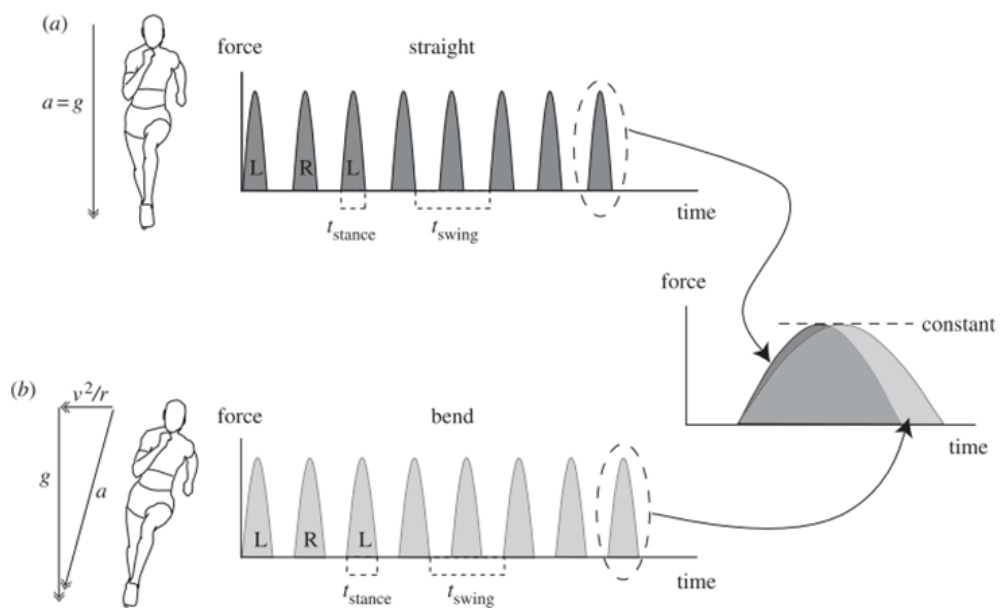
### 1.3.3. CINEMÁTICA DE LA CARRERA EN CURVA.

Tal y como se describe, la velocidad en curva disminuye en comparación con línea recta (Churchill et al., 2018; Greene, 1985; Greene, 1987; Jain, 1980), debido a las condiciones estructurales de las competiciones en atletismo de pista se ha documentado que el radio de la curva tiene implicaciones directas sobre la velocidad y que tal efecto es proporcional al mismo radio (Churchill et al., 2018; Usherwood & Wilson, 2006). La disminución proporcional de la velocidad según el radio de la calle sugiere que existen desventajas biomecánicas para atletas de carriles más internos favoreciendo a los atletas de carriles más externos (Aftalion & Martinon, 2019; Churchill et al., 2018).

Estudios de modelos matemáticos para pista externa estiman una desventaja de 0.069s (Jain, 1980) y 0.123s (Greene, 1985) de la calle uno a la siete, un estudio más reciente registro una diferencia de 0.15s a 0.23s para los 200m y estos valores casi se duplican para los 400m (Usherwood & Wilson, 2006). En investigaciones con fase empírica se evidenció que estos valores son mayores, se han mostrado diferencias de 0.180s de la línea dos a la ocho para pista estándar de 400m (Churchill et al., 2018). Durante la fase de aceleración la velocidad disminuye menos que durante la fase de máxima velocidad, lo que sugiere que la pérdida de velocidad es acumulativa (Judson et al., 2019).

Algunos estudios (Churchill et al., 2015a; Ishimura & Sakurai, 2016) han analizado variables cinemáticas, específicamente variables espaciotemporales durante la carrera en curva como FP, LP, tiempo de vuelo (TV) y TCS. Se ha mostrado asimetría en variables como la FP y LP durante la carrera en curva en calles más internas en pista de 400m, estas diferencias son significativas en FP siendo mayor para la pierna externa al mismo tiempo que la LP es mayor significativamente en la pierna interna. Contrario a otros estudios (Alt et al., 2016; Churchill et al., 2015b; Churchill et al., 2018; Ohnuma et al., 2018) donde no se han mostrado diferencias significativas, pero si se ha mostrado una ligera tendencia que se relaciona con los valores de estudios previos (Churchill et al., 2015a; Ishimura & Sakurai, 2016), en esta línea, algunos autores han indicado que los atletas pueden ser capaces de modular la FP y LP en favor de su rendimiento durante la carrera (Churchill et al., 2018).

Es imperativo destacar que el TCS para la pierna externa ha sido significativamente menor que para la pierna interna en varios estudios que han analizado la carrera en curva en al menos una calle en pistas oficiales (Alt et al., 2016; Churchill et al., 2015a; Churchill et al., 2018; Churchill et al., 2015b; Ishimura & Sakurai, 2016). Usherwood & Wilson, (2006) en su modelo matemático sostiene que para poder mantener la estabilidad será necesario la inclinación del centro de masa hacia el interior provocando que durante la fase de contacto con el suelo la pierna interna prolongue el contacto al soportar mayor peso corporal (Ver Fig. 7). Las diferencias en TCS han sido además significativas entre calles (Churchill et al., 2018) lo que sugiere una influencia del radio sobre esta variable, por lo tanto, un incremento en la dificultad que presenta correr en calles internas frente a calles externas. En la medida que el radio de la calle aumenta los atletas pueden verse ligeramente en ventaja (Churchill et al., 2018; Gary & Andrew, 2003).



**Figura 7.** Cambios en TCS. Modelo matemático propuesto por Usherwood & Wilson (2006).

#### PUNTOS CLAVE

- La velocidad en curva disminuye en comparación con línea recta, este efecto es proporcional al radio.
- El tiempo de contacto con el suelo es mayor para la pierna interna que para la pierna externa.
- Se predice ventaja para atletas en calles de radios más abiertos.

#### 1.3.4. CURVA VS RECTA: CAMBIOS CINÉTICOS Y CINEMÁTICOS.

Las diferencias que existen entre correr en curva y calle recta han sido muy poco estudiadas, sin embargo, existen cambios cinemáticos y cinéticos que representan una disminución en el rendimiento (Alt et al., 2016; Churchill et al., 2015a; Churchill et al., 2018; Churchill et al., 2015b; Ishimura & Sakurai, 2016). Por ejemplo, en variables cinemáticas se han descrito adaptaciones en miembros inferiores al correr en curva, la aducción de cadera izquierda es mayor en curva que en recta, la eversión de tobillo izquierdo es mayor en curva (Alt et al., 2016). En descriptores del rendimiento como la FP y la LP son asimétricos en curva frente a recta (Churchill et al., 2015a; Ishimura & Sakurai, 2016). La LP en la pierna externa es menor en curva que en recta (Churchill et al., 2015a), la FP en pierna interna es mayor en línea recta que en curva (Alt et al., 2016; Churchill et al., 2015a; Churchill et al., 2015b), el TV en pierna externa es menor en curva que en recta (Alt et al., 2016; Churchill et al., 2015a), se estima que estos cambios son debido al limitado tiempo de generación de fuerza de la pierna externa para alcanzar mayor LP y TV (Alt et al., 2016; Churchill et al., 2015a; Churchill et al., 2015b).

En carrera en calle recta los TCS son simétricos (Alt et al., 2016; Churchill et al., 2015a; Churchill et al., 2015b; Haugen et al., 2019a; Judson et al., 2019; Judson et al., 2020), mayores FRS verticales son necesarias para ganar mayor velocidad (Giandolini et al., 2016; Girard et al., 2016; Morin et al., 2012), las FRS verticales dependen propiamente de la capacidad de generar fuerza en el menor tiempo posible (Tasa de desarrollo de la fuerza). Sin embargo, como se describe previamente, correr en curva se ve limitado por la capacidad de generar FRS verticales (Churchill et al., 2015b; Judson et al., 2019).

Las FRS verticales son significativamente mayores durante la carrera en recta que en curva (Churchill et al., 2015b; Judson et al., 2019), la fuerza centrífuga no actúa en calle recta, por lo que durante la carrera en curva el poder generar mayores FRS verticales puede verse afectado por la necesidad de generar fuerza centrípeta (Churchill et al., 2015b; Ishimura & Sakurai, 2016; Judson et al., 2019). Al correr en calle recta es importante destacar que en los primeros pasos de aceleración es necesaria la generación de fuerza horizontal (Morin et al., 2012; Nagahara et al., 2018; Nagahara et al., 2020). Por otro lado, se ha indicado que la capacidad de generar fuerza propulsiva durante la carrera en curva puede verse limitada, entre otras, por el eje en el que genera la fuerza la articulación metarsofalángica ya que esta puede impulsar tanto en el eje oblicuo como

transversal, por lo que los atletas pueden verse limitados al usar el eje oblicuo durante la carrera en curva (Judson et al., 2019), algunos estudios han mostrado que la articulación metatarsofalángica contribuye plausiblemente a generar fuerza durante la carrera en calle reca (Smith et al., 2014).

Dentro de los mecanismos que explican como un velocista es capaz de generar grandes FRS verticales y alcanzar velocidades de hasta 44 km/h en 100m (Gaudet, 2014) se encuentra la capacidad elástica del sistema músculo esquelético para generar energía cinética y liberar esta energía en la extremidad inferior para ser lanzado hacia adelante repitiendo esta fase de forma cíclica (Brazier et al., 2019; Brughelli & Cronin, 2008; Haugen et al., 2019a). Este mecanismo se explica en la forma de resorte-masa mediante la rigidez (stiffness) adquirida por la musculatura debido a su componente elástico controlado por el ciclo acortamiento estiramiento (Morin et al., 2012). Específicamente la rigidez vertical se mide como la suma de la resistencia que actúa en el cuerpo humano para la generación de FRS durante la locomoción (Brazier et al., 2019).

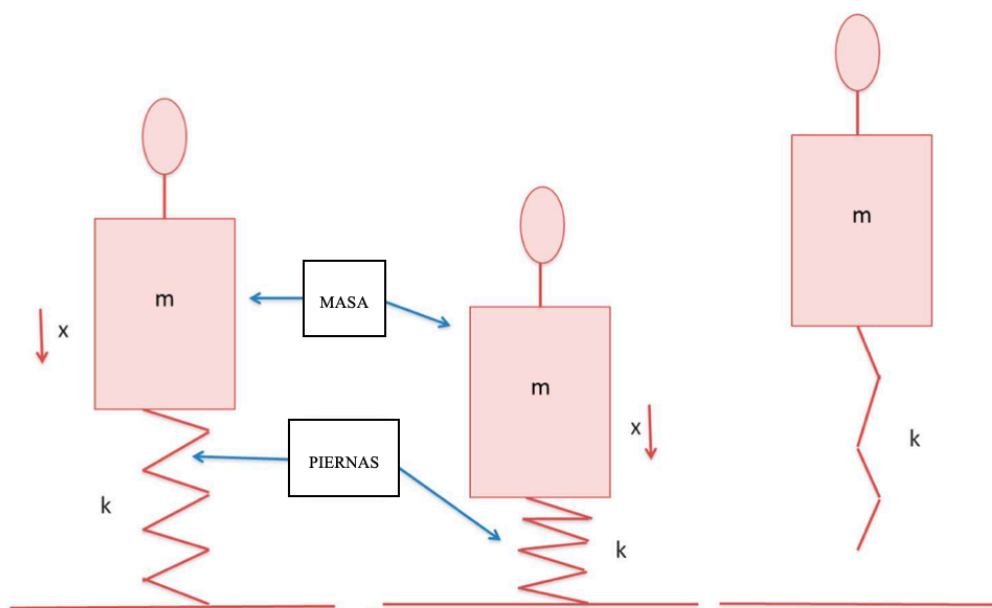
El mecanismo de elasticidad surge de la ley de Hooke originada por el físico británico Robert Hooke en 1678 (Brazier et al., 2019) la cual se basa en que un objeto se deforma por la aplicación de una fuerza externa. En ese sentido la extremidad inferior absorbe la energía de las FRS verticales mediante ciertos niveles de rigidez apropiados para almacenar y liberar esta energía (Brazier et al., 2019), la fase excéntrica absorbe la energía que luego es liberada por la fase concéntrica de la acción muscular (Pousson et al., 1990).

#### **PUNTOS CLAVE.**

- La producción de fuerza en la extremidad inferior es simétrica en línea recta.
- La producción de fuerza en curva es menor en comparación con la carrera en recta.
- Los TCS en curva son mayores que en recta, además las variables de rendimiento como FP y LP se ven afectadas en curva.

### 1.3.5. SISTEMA RESORTE-MASA.

Según las leyes de Newton un cuerpo en reposo no puede moverse a menos que una fuerza actúe sobre este, para ello se requiere energía, ya que un cuerpo genera fuerza a partir de energía (Frost et al., 2010; Roane, 2011), la energía se conoce como la fuerza multiplicada por la distancia sobre la que actúa la fuerza, en el SI (sistema internacional de medida) la unidad de medida de la energía es el *Julio*, este es el equivalente a un Newton sobre un metro de distancia (Frost et al., 2010; Roane, 2011). El movimiento básico descrito en mecánica es el movimiento en una sola dirección (1 grado de libertad) que se estudia como un sistema de resorte-masa (Brazier et al., 2019), (ver Figura 8).



**Figura 8.** Modelo resorte-masa adaptado de Brazier et al., (2019).

Un sistema resorte-masa es capaz de interactuar entre sí, cuando se somete a una tensión externa el sistema es capaz de absorber la energía aumentando la elasticidad (Brazier et al., 2019). Cuando una fuerza externa actúa sobre un objeto este produce resonancia que fluye por el sistema (como las campanas de una iglesia) a una frecuencia orgánica, es decir, su frecuencia natural de vibración, estas vibraciones dependerán de la fuerza que se aplica y de la capacidad de absorción de energía del sistema ya que si un cuerpo no es capaz de absorber esta energía se rompe (Smeathers, 1989). El cuerpo humano en movimiento, visto como un modelo mecánico tiene este comportamiento (Fig.8) (Brazier et al., 2019; Brughelli & Cronin, 2008; Pousson et al., 1990), cuando el cuerpo se mueve la masa de este acelera de forma proporcional a la masa por la



aceleración, cuando este cuerpo se desplaza y acelera contra el suelo, la energía cinética del impacto provocará una vibración en la masa, esta fluirá hasta su punto de absorción donde se disipará en calor (Wakeling & Nigg, 2001).

Cuando se miden las FRS verticales con plataformas de fuerza se estudia la fuerza que genera un cuerpo al entrar en contacto con el suelo (Nagahara et al., 2018; Nagahara et al., 2020), sin embargo, con este sistema no podemos analizar la proporción y la magnitud de la vibración producto de la energía cinética que se proyecta hacia el cuerpo, la que inmediatamente viajará por el cuerpo hasta ser disipada en calor, esto se define como impacto de aceleración o impacto de choque.

#### **PUNTOS CLAVE.**

- El sistema resorte-masa explica la forma de movimiento descrita en la marcha humana.
- Al impactar contra el suelo se generan vibraciones que son absorbidas por el cuerpo, las cuales se pueden describir mediante el modelo resorte-masa.

#### **1.4. IMPACTOS DE ACELERACIÓN.**

Debido a la cantidad de aceleración a la que estamos sometidos como habitantes de la tierra ( $9,8 \text{ m/s}^2$ ), durante la locomoción humana se generan impactos de choque contra el suelo (Derrick et al., 1998; Edwards et al., 2012a; Schmitt & Günther, 2010; Simon et al., 1981; Wakeling et al., 2001), estos impactos están estrechamente relacionados con las FRS verticales (Bennell et al., 2004; Bredeweg & Buist, 2011; Raper et al., 2017; Wakeling et al., 2003). Medir las FRS mediante plataformas de fuerza puede ser tarea fácil en un entorno clínico ya que es un medio ligeramente fácil de controlar, sin embargo, cuando se trata de mediciones en exteriores como podría ser durante la carrera de un velocista, los costes económicos de colocar una plataforma de fuerza en la pista pueden ser demasiado altos.

A pesar de esto, el avance de la tecnología ha permitido registrar mediante transductores portátiles piezoeléctricos *a saber* (Mitschke et al., 2018; Yang & Li, 2012) la vibración de forma no invasiva del producto de la colisión del pie contra el suelo antes, durante y después de cada maniobra de pisada en múltiples variables como la amplitud, de la que se puede extraer el desplazamiento, la velocidad y la aceleración (García et al., 2021; Gruber et al., 2014; Lucas-Cuevas et al., 2017a; Lucas-Cuevas et al., 2017b;

Smeathers, 1989). Estos impactos por naturaleza se producen en el eje vertical, es por ello por lo que la mayor parte de la literatura estudia en este eje las aceleraciones (Singh & Conroy, 2017; Yang & Li, 2012).

Por naturaleza el movimiento dinámico de la marcha humana provocará desaceleraciones contra el suelo de tal manera que estas desaceleraciones o frenadas deberán ser atenuadas por los sistemas mecánicos y biológicos del cuerpo humano (Boyer & Nigg, 2007; Derrick et al., 1998; Gruber et al., 2014; Khassetarash et al., 2014; Smeathers, 1989). Los impactos de aceleración recibidos deben ser disipados para evitar una posible disrupción de los nervios estatoacústico encargado de recibir información kinestésica, y del visual (Gruber et al., 2014).

En términos generales, la atenuación puede ser descrita como la capacidad de una estructura para disipar una onda expansiva cargada de energía cinética ya sea medida en tiempo o en fuerza por velocidad (Edwards et al., 2012b; Khassetarash et al., 2014; Shorten & Winslow, 1992). En el cuerpo humano, esto es llevado a cabo de forma activa por los músculos que actúan absorbiendo la energía generada por las desaceleraciones al impactar contra el suelo (Edwards et al., 2012; Hamill, Derrick et al., 1995a; Milner et al., 2006) (como por ejemplo mediante la fase excéntrica del movimiento de carrera) y de forma pasiva generando momentáneamente adaptaciones geométricas en las articulaciones, colateralmente con la deformación de tejidos blandos (Almohadilla de grasa de talón, discos intervertebrales, etc.) (Derrick et al., 1998; Edwards et al., 2012; Garcia et al., 2021; Hamill et al., 1995).

Es de interés para los investigadores describir el paso de la señal de aceleración desde el contacto inicial del pie hasta zonas de mayor fragilidad como puede ser la columna vertebral o hasta el centro de control nervioso, en cabeza. Este creciente interés se dirige hacia la forma en como estos impactos se modifican según el tipo acción, superficie o calzado (Gruber et al., 2014; Hamill, Derrick et al., 1995b; Milner et al., 2006), en su mayoría para prevenir lesiones y mejorar el rendimiento (Sheerin et al., 2019). El avance de la era digital permite que los impactos de aceleración puedan ser analizados desde dos enfoques diferentes, estos son el dominio del tiempo y el dominio de las frecuencias.

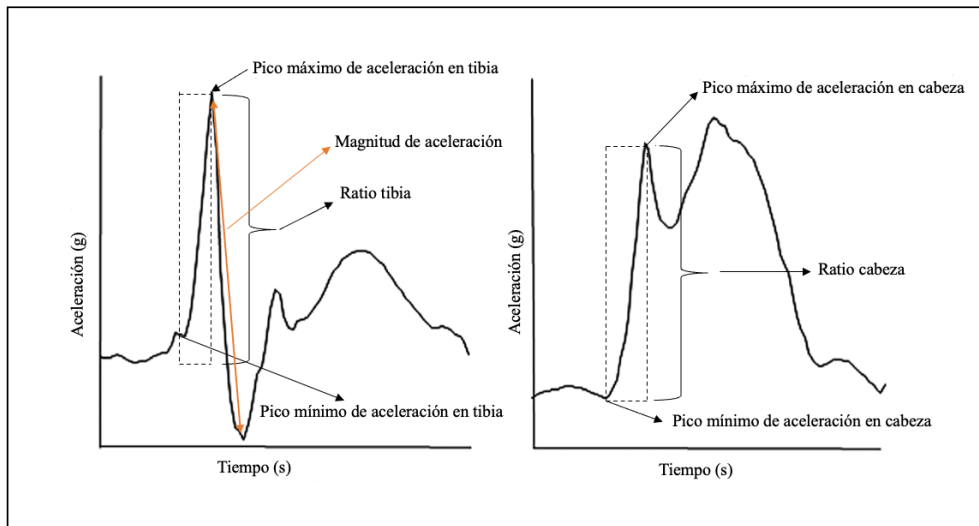
## PUNTOS CLAVE.

- La aceleración de la gravedad determina la unidad de medida de los impactos.
- Los componentes de FRS verticales se relacionan con los impactos de aceleración durante la marcha o carrera.
- El cuerpo humano se protege de los impactos contra el suelo mediante sistemas activos y pasivos.
- La atenuación es el fin último de los mecanismos de soporte cuando se someten a vibración.

### 1.4.1. DOMINIO DEL TIEMPO.

En la literatura científica se ha descrito ampliamente las variables relacionadas con el dominio de las frecuencias (Derrick et al., 1998; Edwards et al., 2012; Encarnación-Martínez et al., 2017; Gruber et al., 2014; Hamill et al., 1995; Hamill et al., 1995; Yang & Li, 2012), ya que suelen tener mayor extensión analítica. No obstante, realizar un análisis en dominio del tiempo puede ser la vía más rápida. En el dominio del tiempo, básicamente su análisis refleja el comportamiento de la carga externa sobre la carga interna, es decir, al producirse una desaceleración contra el suelo se verá reflejado la magnitud de ese impacto al atravesar el cuerpo durante el tiempo que dura la onda de choque (Boyer & Nigg, 2007; Dickinson et al., 1985a; Khassetarash et al., 2014; Wakeling & Nigg, 2001; Wakeling et al., 2003), (Figura 9).

De forma más flexible lo que se analiza en esencia es la amplitud o alcance de la señal mediante ciertas variables (Mercer et al., 2002a), estas pueden ser a). Pico máximo de aceleración, es decir, la amplitud máxima de la señal de aceleración, b). Magnitud del impacto, es la aceleración total durante el impacto c). Ratio/Tasa de la aceleración o pendiente del impacto, esta puede ser la variable comúnmente más analizada, un aumento en la tasa de impacto puede resultar en mayor riesgo de lesión (Bennell et al., 2004; Singh & Conroy, 2017), d). Atenuación, se define como la reducción de la señal de aceleración de un lugar a otro, como por ejemplo de la tibia a la cabeza, e) Rangos máximo/ mínimo de aceleración (Encarnación-Martínez et al., 2017). En la figura 9 se representan las variables del dominio del tiempo.



**Figura 9.** Pico máximo de aceleración en tibia (derecha) y cabeza (izquierda). Adaptado de Encarnación-Martínez et al., (2017).

La mayor parte de las variables de aceleración en este dominio se calculan en gravedades ( $g$ ) esto es  $1g = 9,8 \text{ m/s}^2$  que es la aceleración media debido a la gravedad en la superficie de la tierra, también se puede medir en pulgadas por segundo ( $\text{pulgadas/seg}^2$ ) o  $\text{m/s}^2$  un  $g$  equivale a  $386 \text{ pul/seg}^2$  o  $9,8 \text{ m/s}^2$ . Por otro lado, la atenuación o la magnitud de absorción del impacto se calcula en porcentaje (Encarnación-Martínez et al., 2017). Además, en el dominio del tiempo se pueden calcular variables espaciotemporales como frecuencia de paso y longitud de paso (Baggaley et al., 2019; Derrick et al., 1998; Hamill et al., 1995).

El análisis de la forma de onda en el dominio del tiempo tiene diferentes tipos de señal, estacionaria y no estacionaria, la primera puede llegar a ser determinista o aleatoria, la determinista a su vez puede ser periódica o casi periódica, y la señal estacionaria puede ser continua o transitoria (Oakley & Pratt, 1988; Smeathers, 1989; Whittle, 1999). Es importante reconocer el tipo de señal que se recolecta ya que si se realiza un análisis de espectro se debe identificar el tipo de señal para una correcta interpretación de las frecuencias analizadas (Oakley & Pratt, 1988; Smeathers, 1989; Whittle, 1999).

Cuando se analiza la carrera a cualquier velocidad se extrae un tipo de señal no estacionaria transitoria (Smeathers, 1989; Whittle, 1999) es decir, señales que empiezan y terminan al nivel cero, como por ejemplo el golpe de un martillo. Así mismo, el impacto del pie contra el suelo provocará que un pico de señal que se transmite viaje por el cuerpo hasta perder su potencial cinético (Derrick et al., 1998; Garcia et al., 2021; Khassetarash et al., 2014), de esta forma un mayor impacto provocará mayor deformación de tejidos y

exigirá mayor respuesta mecánica de las extremidades de soporte (Derrick et al., 1998; Hamill et al., 1995; Milner et al., 2006; Schmitt & Günther, 2010). La señal recibida es del tipo análoga por naturaleza, actualmente el uso de ordenadores permite digitalizar esta señal para poder aumentar la precisión de los datos (Li et al., 2020).

La complejidad del análisis de los eventos en dominio del tiempo se ve limitado debido a que la forma de onda contiene una gran cantidad de información que no es observable, sin embargo, al trasladar estos datos al espectro de las frecuencias, se puede condensar una gran cantidad de información que será rápidamente visible y esclarecedora (Derrick et al., 2002; Gruber et al., 2014; Shorten & Winslow, 1992).

Por ejemplo, se encontraron diferencias en los picos máximos de aceleración y en la magnitud del impacto en tibia en dos patrones de pisada (Antepié y retropié) (Laughton et al., 2003; Oakley & Pratt, 1988). Sin embargo, Gruber (2014) realizó esta misma comparación analizando las diferencias con mayor énfasis en el dominio de las frecuencias, ya que se postuló que estos cambios podrían mostrar un contenido de frecuencia diferente, debido a que la señal en el dominio del tiempo está formada por componentes de bajas y altas frecuencias.

#### **PUNTOS CLAVE.**

- En el dominio del tiempo se analiza la forma de onda, una señal física proveniente de las aceleraciones contra el suelo durante la marcha o carrera.
- Las variables que se analizan son discretas, como ser el pico máximo de aceleración, la magnitud del impacto y la atenuación.
- Se pueden extraer variables espaciotemporales como FP y LP, las cuales pueden relacionarse con los impactos.
- Las aceleraciones en el dominio del tiempo se miden en G, que es la fuerza de la gravedad a la que estamos sometidos como habitantes de la tierra.

#### **1.4.2. DOMINIO DE LAS FRECUENCIAS.**

Las limitaciones presentadas por los análisis en el dominio del tiempo se ven potenciadas al transformar esta señal de forma de onda al análisis del espectro de la señal de vibración (Shorten & Winslow, 1992; Smeathers, 1989), de donde se extrae  $t= 1/f$  y  $f= 1/t$  donde  $t$  es igual a tiempo y  $f$  es igual a frecuencia, esto es fácilmente interpretable, dado que la información es la misma en ambos dominios, es decir, en lugar de describir

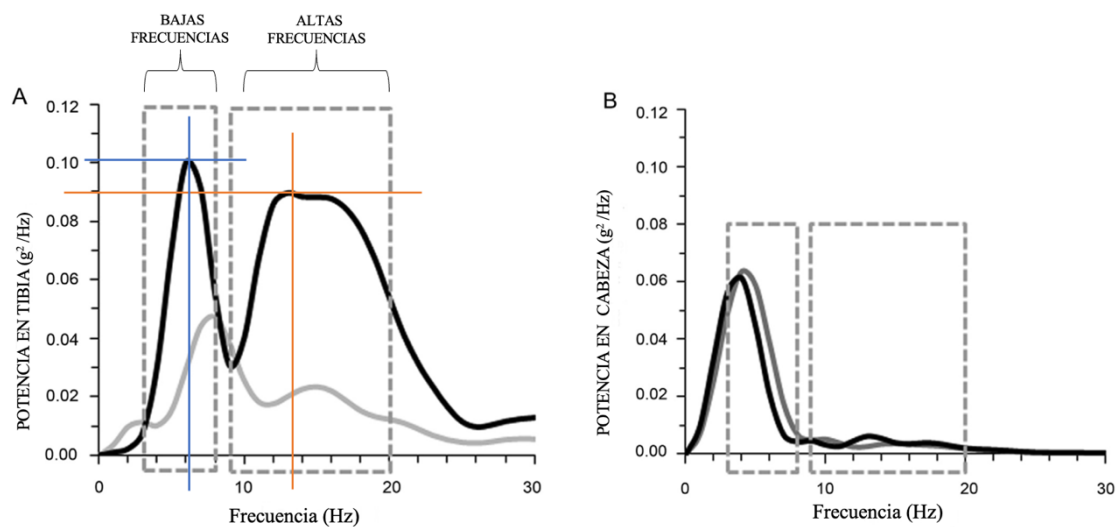
todos los valores discretos, se representa la frecuencia a la que se produce tanto en su potencia como en su alcance, la ventaja es que en el dominio de las frecuencias los datos son más compactos (Baggaley et al., 2019; Gruber et al., 2014; Smeathers, 1989). El impacto es el mismo a nivel físico, los cambios en las variables del dominio del tiempo se pueden reflejar en los componentes de bajas y altas frecuencias. A pesar de que se observan picos máximos, en el dominio del tiempo este pico muestra el alcance del impacto, en frecuencias esto muestra la fuerza y velocidad de la onda de choque, además, la cantidad y velocidad de vibración que pasa por los tejidos, esto es su componente de frecuencias en el eje horizontal (Baggaley et al., 2019; Shorten & Winslow, 1992; Smeathers, 1989).

Para poder analizar la señal en el espectro de las frecuencias es necesario realizar una transformación matemática del dominio del tiempo hacia el dominio de las frecuencias (Baggaley et al., 2019; Gruber et al., 2014; Shorten & Winslow, 1992). Hoy en día esto es posible gracias a la transformada rápida de Fourier (TRF) que sucedió a la transformada discrecional de Fourier (TDF) del matemático alemán Wilhelm Friedrich Gauss (1777-1855 D.C). El origen se debe al ingeniero Jean Baptiste Fourier (1768-1830 D.C), quien fuese el pionero con su llamada serie de Fourier, que más tarde y debido al uso de ordenadores digitales Cooley y Tuckey (White, 2010) desarrollarían la TRF para el cálculo en ordenadores digitales de la TDF en la que la señal de la que proviene la muestra debe coincidir con una serie igual a 512, 1024, 2048 y 4096 muestras, sino se cumple con este requisito se rellena con ceros los valores vacíos hasta completar las muestras totales (Baggaley et al., 2019; Gruber et al., 2014).

Para poder digitalizar la señal analógica de los transductores se aplica el teorema de muestreo de Nyquist, actualmente se usa *Faster than Nyquist* (FTN) la señalización más rápida que Nyquist aumenta la eficiencia de transmisión de datos más rápido que la tasa de Nyquist convencional, FTN ha mostrado un aumento del 25% en la tasa de datos sin degradación de rendimiento (Li et al., 2020). Digitalizar la señal para una correcta interpretación puede depender del uso de FTN en el dominio del tiempo o en el dominio de las frecuencias (Li et al., 2020), al usar la transmisión FTN la señal en el dominio de las frecuencias puede ser menos compleja de analizar (Li et al., 2020). Cabe destacar que para cumplir los requerimientos básicos del proceso de FTN la frecuencia de muestreo del transductor debe estar por encima de los 100Hz, ya que durante el procesamiento la

señal es filtrada mediante un filtro de paso bajo que estará entre los 60Hz (Sheerin et al., 2019).

El comportamiento físico de la señal por naturaleza se separa en dos bandas, la banda de las bajas frecuencias (3.5-8.5 Hz) y la banda de las altas frecuencias (8,5-20 Hz) (Gruber et al., 2014). (Ver figura 10A).



**Figura 10.** Ejemplo de la señal en el dominio de las frecuencias de dos patrones de pisada (retropié línea negra y antepié línea gris). Adaptado de Gruber et al., (2014).

En la figura 10A, se puede observar una primera caja gris discontinua, sobre las frecuencias 3,5 y 8,5; que representa la zona de bajas frecuencias; mientras que la siguiente caja gris discontinua, entre las frecuencias 8,5 y 20 Hz, representa la zona de altas frecuencias. La convergencia de las líneas azules (bajas frecuencias) y naranjas (altas frecuencias) muestran en donde se produce el pico de potencia espectral (PPE) máximo en bajas frecuencias y altas frecuencias respectivamente. En la caja de bajas frecuencias este pico se relaciona con la fase de recobro o swing de la extremidad, se puede vincular a cambios en la técnica de carrera o cambios en la flexión-extensión de las articulaciones (Baggaley et al., 2019; Gruber et al., 2014). Por otra parte, el PPE en la caja de altas frecuencias está relacionado con la severidad del impacto al momento del contacto del pie con el suelo, el eje horizontal muestra la frecuencia o velocidad de transmisión, y el eje vertical muestra la potencia o magnitud a la que se produce la deceleración (Baggaley et al., 2019; Gruber et al., 2014). Estas variables también son estudiadas en cabeza (Fig. 10B), se observa señal débil en la zona de altas frecuencias debido a la atenuación por parte del cuerpo humano (Gruber et al., 2014).

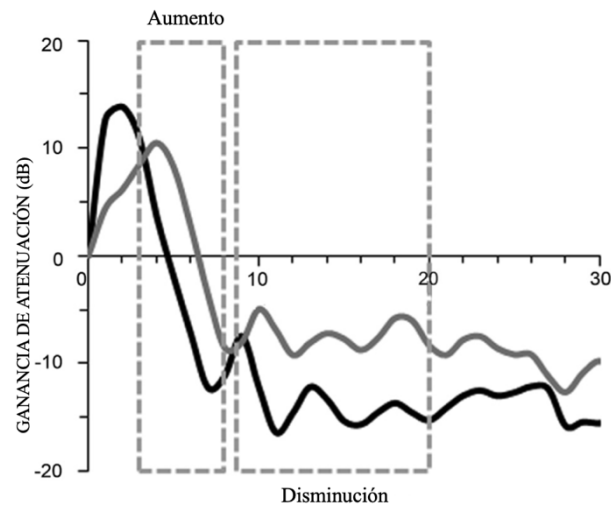
El tipo de señal es una señal transitoria, esta señal suele tener impulsos cortos con un alto contenido en altas frecuencias y se caracterizan por la severidad del impacto justo cuando el pie desacelera contra el suelo (Sheerin et al., 2018), durante esta fase el cuerpo responde de forma natural para atenuar la onda de choque mediante la activación musculoesquelética (Edwards et al., 2012; Paul et al., 1978; Sheerin et al., 2019). La fase de *swing* se obtiene a frecuencias de entre 3 a 8Hz, y la fase de impacto se produce entre 8,5 y 20Hz (Gruber et al., 2014).

Algunos estudios han mostrado que sin obtener un pico de frecuencia elevado en altas frecuencias (Eje vertical) la severidad del impacto puede ser alta si aumenta la onda de choque, es decir, si el pico de potencia en altas frecuencias se desplaza hacia zona de mayor frecuencia (Eje horizontal) la severidad del impacto es alto debido a la velocidad de transmisión de la onda (Garcia et al., 2021; Gruber et al., 2014; Sheerin et al., 2019; Smeathers, 1989). Esto puede provocar que el cuerpo humano no sea capaz de disipar el impacto (Radin & Paul, 1970; Serpell et al., 2012; Sheerin et al., 2018; Singh & Conroy, 2017), es en este momento donde los sistemas vestibular y visual pueden verse comprometidos, en este caso si supera el umbral tensión-deformación existe la posibilidad de fractura por un alto estrés mecánico (Bennell et al., 2004; Milner et al., 2006; Sheerin et al., 2019).

La cinética de la onda de choque que viaja por el cuerpo atiende al principio matemático de transmisibilidad (Gruber et al., 2014). Durante el viaje las vibraciones sufren cambios debido a los mecanismos fisiológicos y mecánicos que actúan para disipar la intensidad de cada vibración (Smeathers, 1989), esto puede verse reflejado en la atenuación. La atenuación en el dominio de las frecuencias se determina en decibelios (dB) y es la ganancia en la medida que la transferencia de onda avanza por el cuerpo calculada entre las señales del sensor en zona distal (p.e tibia) y el sensor en zona proximal (p.e sensor en sacro o en cabeza) (Baggaley et al., 2019; Gruber et al., 2014).

Los valores por encima de cero sugieren un aumento en la intensidad de la señal y los valores por debajo de cero indican una disminución en la intensidad de la señal (Baggaley et al., 2019; Gruber et al., 2014) (figura 11). Los valores positivos en bajas frecuencias son característicos de la fase de movimiento vertical y los valores negativos son propios de una señal que es atenuada en la medida que la onda avanza por el cuerpo humano (Hamill et al., 1995; Shorten & Winslow, 1992).





**Figura 11.** Ejemplo de la atenuación en dos patrones de pisada (retropié negro y antepié gris). Adaptado de Gruber et al., (2014).

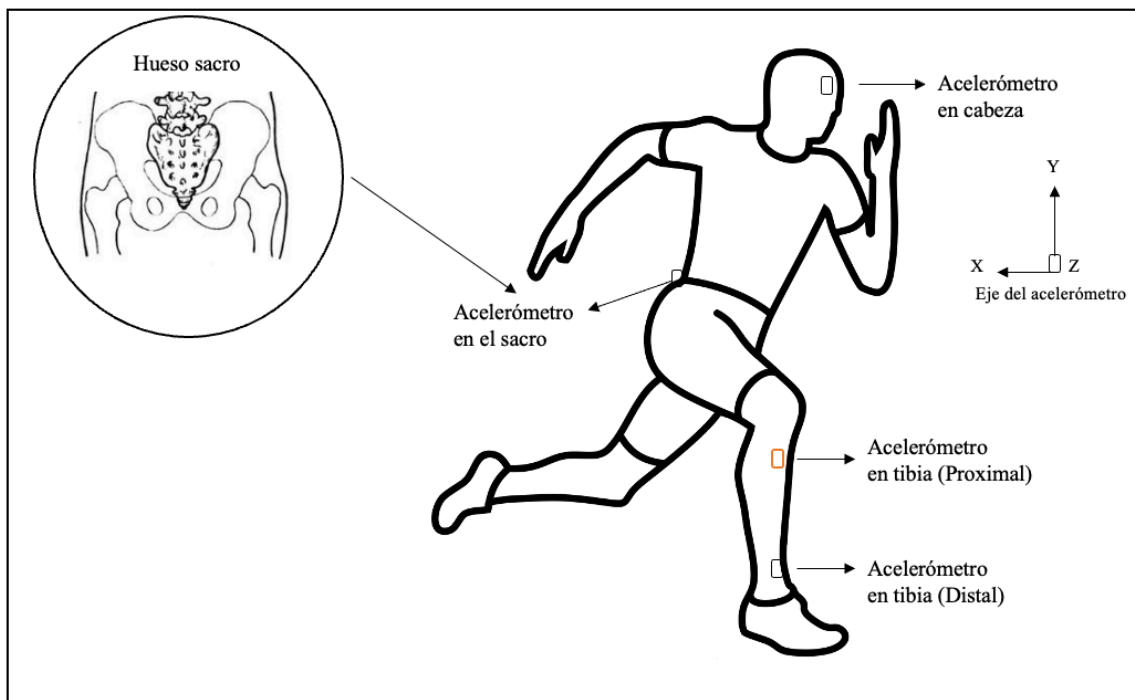
### PUNTOS CLAVE

- El análisis de los impactos en el dominio de las frecuencias es llevado a cabo mediante la transformada rápida de Fourier.
- La frecuencia se mide en Hz, mayor contenido de frecuencias expresa la severidad del impacto.
- En el espectro se analiza la potencia y la frecuencia a la que ocurre un impacto, esto se divide en dos bandas, las altas y las bajas frecuencias.
- Las bajas frecuencias se relacionan con los movimientos oscilatorios de zancada o cambios durante la fase de vuelo.
- Las altas frecuencias se relacionan con el impacto del pie contra el suelo

#### 1.4.3. ESTUDIO DE LAS ACELERACIONES EN CARRERA.

Las aceleraciones en carrera han sido ampliamente estudiadas utilizando transductores no invasivos con los que se ha desarrollado una amplia base científica sobre el perfil cinemático de las ondas de choque durante la marcha y la carrera (Dickinson et al., 1985b; Edwards et al., 2012; Gruber et al., 2014; Lucas-Cuevas et al., 2016; Sheerin et al., 2019). Los transductores o sensores pueden ser uniaxiales, biaxiales y triaxiales, esto describe los ejes en los que el sensor es capaz de recolectar datos (Uno, dos o tres ejes respectivamente) (Yang & Li, 2012). Los que suelen tener mayor uso en la literatura científica específica son los sensores triaxiales (Lucas-Cuevas et al., 2017a; Sheerin et al., 2018; Sheerin et al., 2019; Yang & Li, 2012).

Para el registro de la señal de aceleración los acelerómetros se colocan en las zonas de menor cantidad de tejido blando (Fig. 12), en tibia se pueden colocar en zona distal y proximal (Lucas-Cuevas et al., 2017a), algunos estudios reportan registros en el sacro (Baggaley et al., 2019; Giandolini et al., 2016) y en cabeza en el lóbulo frontal (Gruber et al., 2014; Lucas-Cuevas et al., 2017a). En tibia, dependiendo del objetivo, la precisión de los datos puede mejorar si se colocan en la zona distal (Lucas-Cuevas et al., 2017a).



**Figura 12.** Referencia de zonas donde se puede colocar el acelerómetro para el análisis de la marcha o carrera (Elaboración propia).

El estudio de las aceleraciones ha mostrado cambios al ser sometido a análisis clínico en diferentes tipos de pisada (Gruber et al., 2014), cambios en velocidad de carrera (Sheerin et al., 2018), técnica de carrera (Gruber et al., 2014), superficies (García et al., 2021), así como su comportamiento en estados fisiológicos de fatiga (Coventry et al., 2006; Mizrahi et al., 2000). Esto ha ayudado a investigadores y entrenadores a adaptar métodos de entrenamiento, desarrollo de calzado deportivo, mejoras en el trabajo de técnica de carrera y en el desarrollo de equipamiento deportivo.

Son muchos los factores que modifican los impactos de aceleración durante la carrera, no obstante, la velocidad, el patrón de pisada, el calzado y la superficie son prioridad al momento de definir protocolos de estudio (García-Pérez et al., 2014; Giandolini et al., 2016; Gruber et al., 2014; Lucas-Cuevas et al., 2017a; Lucas-Cuevas et al., 2017b; Mercer et al., 2002). Esto es debido a que la modificación de estas variables

puede alterar la forma en cómo se distribuyen los impactos (Sheerin et al., 2019), la velocidad ha sido ampliamente estudiada debido a que el aumento de la velocidad puede modificar los impactos (Mercer et al., 2003; Sheerin et al., 2018; Sheerin et al., 2019).

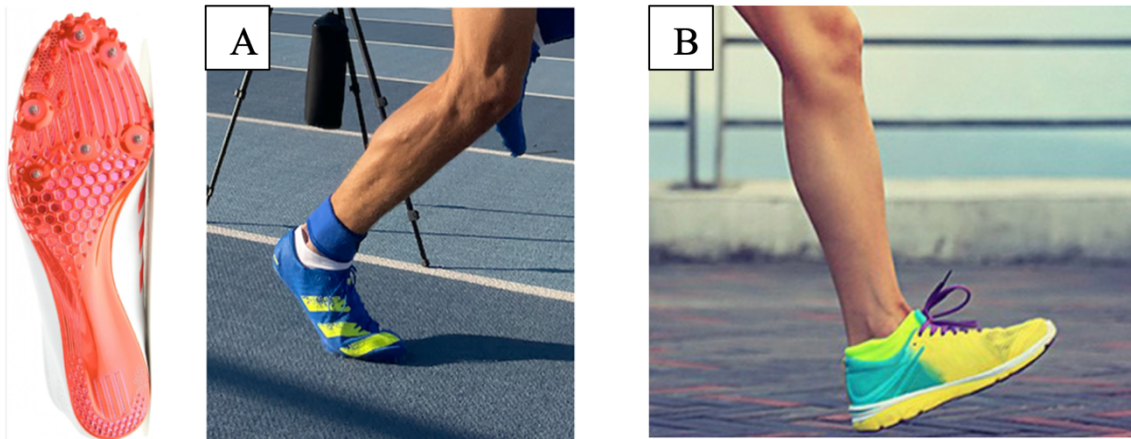
Un grupo de 14 corredores en cinta de correr mostró un aumento de 7,8 a 12,9g modificando la velocidad de 2,7 m/s a 3,7 m/s respectivamente (Sheerin et al., 2017), otro estudio mostró cambios de 9,8, 11, 12,1 y 13,5g a velocidades de 2,7, 3, 3,3 y 3,7 m/s respectivamente (Sheerin et al., 2018). En diferentes superficies de césped artificial y a diferentes velocidades se documentaron cambios en los picos de aceleración tibial y cabeza, en la condición de máxima velocidad las aceleraciones en tibia se modificaron sustancialmente, estas podrían ir desde los 8,86g hasta los 12,01g y en cabeza desde los 1,87g hasta los 2,76g para el mismo tipo de césped (Encarnación-Martínez et al., 2017).

Los estudios que analizan los impactos de aceleración a máxima velocidad en una pista de atletismo recubierta con poliuretano (tartán) son limitados o inexistentes. Un estudio reciente (Reenalda et al., 2018), en el cual se describe los efectos de la fatiga con un protocolo de muestreo en pista de 400m para corredores de media y larga distancia, encontró picos de aceleración tibial de 48,7 m/s<sup>2</sup> (4,96g) y 52,3 m/s<sup>2</sup> (5,3g) a velocidades de 4,4 y 4,5 m/s respectivamente, con porcentaje de atenuación desde tibia al sacro de 51,9 y 53,5 % respectivamente.

En el dominio de las frecuencias algunos estudios muestran una ligera tendencia lineal en variables como pico de frecuencia en altas frecuencias a velocidades de 2,22, 3,78 y 3,33 m/s; 14,09, 14,04 y 13,87Hz respectivamente, colateralmente estas frecuencias producen aumentos en el pico de potencia, 0,029, 0,051 y 0,074g<sup>2</sup>/Hz, estos datos pertenecen a mediciones en tibia en zona distal del estudio de Encarnación-Martínez (2017). En relación con el tipo de patrón de pisada utilizado en carrera, se ha demostrado que a 3,5 m/s, el pico de potencia espectral en las altas frecuencias fue significativamente mayor en la pisada de retropié en comparación con la pisada de antepié (14,3Hz y 10,7Hz, respectivamente) (Gruber et al., 2014).

Existen cambios en patrones de pisada como el retropié (típico en corredores de larga distancia) y antepié (típico en corredores de velocidad) (Fig. 13) en los impactos (Gruber et al., 2014). Estos cambios no garantizan que los corredores de larga distancia mantengan un solo tipo de patrón de pisada, pero queda claro que los corredores de velocidad requieren de un patrón de pisada de antepié en el que el contacto es directo, no existe un contacto posterior del retropié como si lo hay en los corredores de larga distancia

que optan por este patrón. El estudio de (Gruber et al., 2014) mostró cambios en el rango máximo debido a la mayor aceleración positiva en el patrón de pisada de retropié en cinta de correr a 3,5 m/s.



**Figura 13.** Ejemplo de las zapatillas de correr y de la pisada de un velocista (Antepié fig. A) y corredor larga distancia de retropié (fig. B), (Elaboración propia).

Este estudio (Gruber et al., 2014) mostró diferencias significativas que indican que la aceleración tibial máxima y la velocidad de transmisión de onda tanto en zona de bajas y altas frecuencias es mayor en corredores de retropié en comparación con los corredores de antepié (Gruber et al., 2014). Estos resultados han sido también descritos en otros estudios (Baggaley et al., 2019; Giandolini et al., 2016). Sin embargo, el pico de potencia y la atenuación en cabeza no muestra diferencias cuando se somete a comparación ambos patrones de pisada.

El estudio de las aceleraciones en tibia y en cabeza ha levantado el debate sobre la incidencia de lesión por estrés y la relación que puede existir entre uno y otro factor (Bennell et al., 2004; Singh & Conroy, 2017). Así mismo, la relación entre la cantidad de impacto y la capacidad de resistencia de las estructuras activas para atenuar dicho impacto ha sido ampliamente estudiada (Zifchock et al., 2008).

#### **PUNTOS CLAVE**

- Los impactos de aceleración en marcha o carrera se miden comúnmente mediante transductores piezoeléctricos no invasivos.
- En carrera los estudios se centran en el análisis de técnica de carrera, patrones de pisada y superficies y cambios en velocidad.

#### 1.4.4. RIESGO DE LESIÓN E IMPACTOS DE ACELERACIÓN EN VELOCISTAS.

En velocistas la incidencia de lesiones se dirige en mayor medida hacia la extremidad inferior (Arner et al., 2019; Kujala et al., 2005; Yeung et al., 2009), una de las lesiones más comunes que se reportan son las distensiones en el grupo de los isquiotibiales (Arner et al., 2019), la mayoría de estas lesiones se producen durante la fase excéntrica del movimiento (Jonhagen et al., 1994). Se sabe que las lesiones tienen una fuente multifactorial por razones extrínsecas e intrínsecas (Croisier, 2004), no queda claro en la literatura la principal razón por la que los atletas terminan padeciendo este tipo de lesión, sin embargo, algunos estudios (Jonhagen et al., 1994; Sugiura et al., 2008; Sugiura et al., 2017) indican que la sobrecarga en los entrenamientos, acompañada por niveles de asimetría muscular en los que existe una fragilidad por parte de los músculos del plano posterior puede estar estrechamente relacionado.

Las lesiones por estrés mecánico como las fracturas pueden tener mayor incidencia en corredores de larga distancia (Milner et al., 2006), estas en su mayoría se dirigen hacia la tibia (Milner et al., 2006; Netzer, 2007; Sheerin et al., 2019), es por ello por lo que despierta el interés medir la cantidad de aceleración a la que se somete dicho segmento. Sin embargo, la técnica de carrera en corredores de velocidad es diferente, esto conlleva un uso de la zona de antepié (Bergamini et al., 2012; Morin et al., 2012), lo que hace que la articulación del tobillo soporte grandes momentos de fuerza (Alt et al., 2016), de esta forma gran parte de la deceleración será absorbida por esta articulación (Bergamini et al., 2012). En velocistas, durante la carrera en el plano sagital las FRS verticales actúan uniformemente (Churchill et al., 2015), sin embargo, durante la carrera en curva en pruebas de 200m y 400m los momentos de fuerza sobre la articulación del tobillo se describen de forma asimétrica, lo que lleva a investigadores a sugerir un posible riesgo de lesión (Alt et al., 2016; Ishimura & Sakurai, 2016; Judson et al., 2020).

Se ha reportado que el tobillo opera en su máximo umbral durante la carrera en curva en pista oficial de 400m, el cual alcanza valores de hasta 16° en el plano frontal en la pierna externa (Alt et al., 2015), estos valores se relacionan con lesiones de tobillo (Beukeboom et al., 2000). Además, los momentos de pronación y supinación durante la carrera en curva vs correr en línea recta cambian (Beukeboom et al., 2000).

Por otro lado, es de carácter intrínseco a la competición que los atletas pasen largas horas entrenando en una sola dirección en pista (en contra de las manecillas del reloj) en

la que tendrán que sobreponerse a las fuerzas que se generan durante el paso de la curva, por esta razón, algunas de las lesiones están vinculadas a los niveles de asimetría muscular a los que se enfrentan los corredores de velocidad de las pruebas de 100, 200 y 400m (Nevison et al., 2015; Tottori et al., 2016).

No queda clara la relación que puede existir entre las lesiones en los atletas de velocidad y su posible relación al estrés mecánico al que se someten durante los entrenamientos, la falta de preparación en pretemporada y entrenamientos repetitivos pueden ser la causa de fracturas por estrés mecánico (Bennell 1996). No suelen ser recurrentes, algunos estudios de casos y de cohorte prospectivo reportan fracturas en velocistas (Abe et al., 2019; Lundberg-Zachrisson et al., 2021; Netzer, 2007).

#### **PUNTOS CLAVE**

- Las lesiones en velocistas pueden ser en mayor medida musculares.
- La carrera en curva conlleva mayor riesgo de lesión por su naturaleza asimétrica.
- Estudios de casos reportan fracturas en la extremidad inferior en velocistas.
- No existe relación entre fracturas en tibia o por sobreuso en velocistas, como si ocurre en corredores de media y larga distancia.





## CAPITULO II

### OBJETIVOS E HIPÓTESIS



*“Los hombres que intentan algo y fracasan son infinitamente mejores que aquellos que no intentan hacer nada y tienen éxito” Lloyd Jones.*





## 2. OBJETIVOS E HIPOTESIS.

### 2.1. JUSTIFICACIÓN

En las carreras de velocidad en atletismo se atribuye una alta aceleración y deceleración contra el suelo para poder generar fuerzas que proyectan al atleta hacia adelante, en mayor medida FRS verticales (Gaudet, 2014; Haugen et al., 2019b). Los atletas en pruebas de velocidad utilizan el patrón de pisada de antepié, debido al menor TCS que se requiere para generar el impulso de aceleración (Giandolini et al., 2016; Morin et al., 2011; Morin et al., 2012), pudiendo ser una ventaja al momento de absorber la onda de choque que se produce al impactar contra el suelo, ya que se ha mostrado mayor tasa de atenuación durante este patrón de pisada comparada con el patrón de retropié en cinta de correr (Gruber et al., 2014). Sin embargo, no existen datos durante carrera a máxima velocidad en condiciones ambientadas de carácter competitivo en velocistas.

Por otro lado, debido la intrínseca relación de las FRS verticales y el impacto contra el suelo (Bennell et al., 2004; Gruber et al., 2014; Hunter et al., 2005; Khassetarash et al., 2014; Raper et al., 2017), y a que estudios previos muestran cambios cinéticos en FRS durante la carrera en curva y línea recta (Churchill et al., 2015b; Judson et al., 2019; Nagahara et al., 2020), se puede sugerir que tanto la condición de calle como la diferencia entre piernas al correr en curva podrían estar relacionado con un contenido de frecuencias diferente. Estudios previos han mostrado diferencias en variables cinemáticas como frecuencia de paso y longitud de paso durante la carrera en curva (Churchill et al., 2015a; Ishimura & Sakurai, 2016), estas variables se han relacionado con cambios en la atenuación de los impactos de aceleración (Edwards et al., 2012; Hamill et al., 1995; Mercer et al., 2002b; Potthast et al., 2010).

No se han encontrado estudios que analicen el comportamiento de los impactos de aceleración en ninguna de las dos ramas de análisis, tanto en el dominio de las frecuencias como en domino del tiempo durante la carrera a máxima velocidad en pistas de atletismo. Por tanto, los objetivos que se plantean en la presente tesis son:

## 2.2. OBJETIVO GENERAL.

Determinar los efectos durante la carrera en calle curva vs calle recta sobre los impactos de aceleración en las extremidades inferiores.

## 2.3. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.

1. Analizar la cinemática de los impactos de aceleración desde la perspectiva del dominio del tiempo y del dominio de las frecuencias durante la carrera en curva vs línea recta.
2. Evaluar el comportamiento de los impactos de aceleración en el dominio de las frecuencias entre calles curvas y el efecto del radio sobre los impactos.

Partiendo de los objetivos, y en vista de la información científica con la que contamos hasta la fecha, se plantean las siguientes hipótesis:

## 2.4. HIPÓTESIS. (H)

- H1. Los impactos de aceleración son asimétricos en ambas piernas durante la carrera en curva, siendo la pierna externa la que recibe mayores impactos.
- H2. Los impactos de aceleración son mayores al correr en línea recta que en curva.
- H3. Los impactos de aceleración son mayores en la calle ocho que en la calle uno.



### CAPITULO III

### MATERIAL Y MÉTODO





### 3. MATERIAL Y MÉTODO.

#### 3.1. DISEÑO DEL ESTUDIO.

El estudio que se presenta es de corte transversal cuantitativo descriptivo, cuyo objeto de estudio es la carrera en curva. Para lograrlo se dispuso a realizar previamente protocolos de prueba que fueran objetivos para la correcta recolección de datos basados en estudios previos. Luego se realizaron estudios piloto con sujetos no deportistas de elite para asegurar el correcto funcionamiento tanto del protocolo como de la instrumentación.

#### 3.2. PARTICIPANTES.

Se difundió mediante medios electrónicos (Anexo VI) la búsqueda de participantes voluntarios que fueran atletas de elite especialistas en pruebas de 100, 200 y 400m con experiencia previa en eventos nacionales o internacionales siendo los criterios de inclusión: edad mínima para participar de 14 años, contar con registros de tiempos en torneos oficiales, no tener lesiones en los 6 meses previos al estudio y estar en activo durante la temporada. Tras la aprobación por el comité de ética de la universidad (Anexo I) se seleccionaron ocho atletas de élite cinco hombres y tres mujeres (Tabla 1). Los sujetos declararon no haber tenido ningún tipo lesión de miembros inferiores o de espalda en los 6 meses anteriores a la prueba, quienes dieron su consentimiento por escrito (Anexo III) para su participación en el estudio y en caso de los menores de edad la autorización la firmo la madre/padre/tutor. Además, se incluyó la declaración del protocolo Covid-19 y el tratamiento de datos e imágenes (Anexo II).

**Tabla 1.** Características de la muestra.

Sujeto	Sexo	Edad	Talla (m)	Peso (kg)	P. Dominante	Categoría	Prueba	Marca (s)	Experiencia	Carga entre/s. (h)
1	H	19	1,78	67	Derecha	Sub20	100/200	10,97*	Nacional	8-9
2	M	18	1,60	44	Izquierda	Sub20	400/400v	59,22	Nacional	8-9
3	H	17	1,83	61	Derecha	Sub20	200/400v	24,33	Nacional	7
4	M	15	1,63	46	Derecha	Sub18	100/400	14,04	Nacional	7
5	M	16	1,59	46	Derecha	Sub18	100/200	15,7	Nacional	6-7
6	H	15	1,77	65	Derecha	Sub16	100/200	11,37	Nacional	8-9
7	H	14	1,86	66	Izquierda	Sub16	100/200	11,62	Nacional	8-9
8	H	16	1,75	73	Derecha	Sub18	100/200	12,43	Nacional	6-7

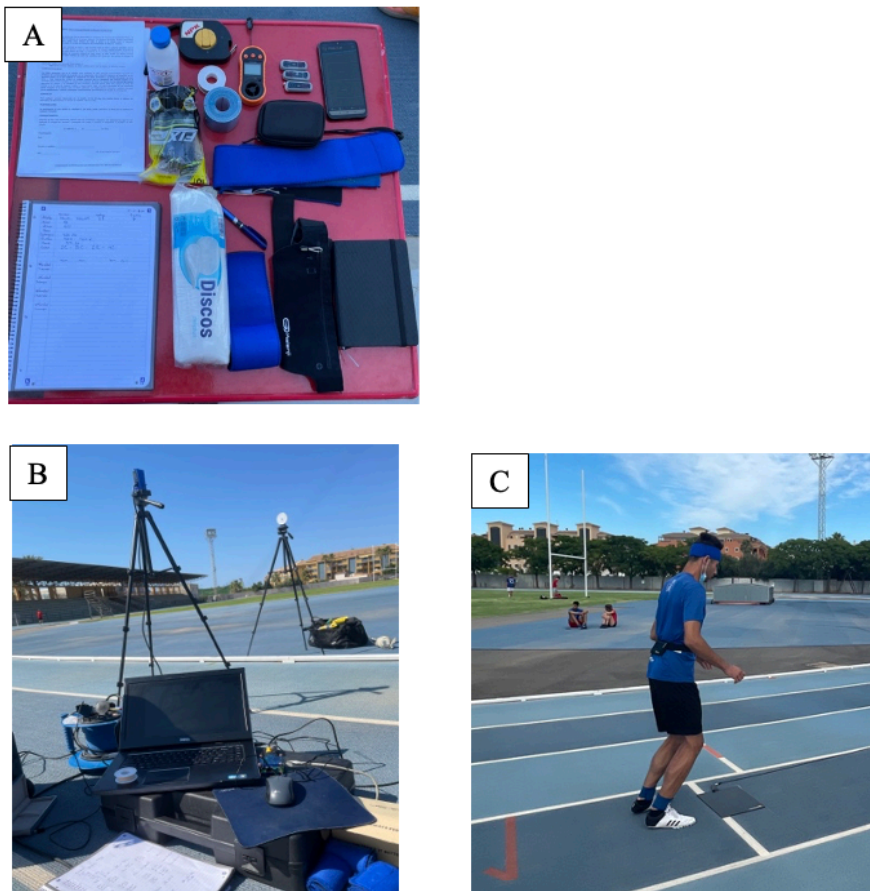
Leyenda tabla 1: H= Hombre, M= Mujer, P= Pierna, v= Vallas. \* hace referencia a la marca de la primera prueba que se cita de izquierda a derecha (p.e: 100m/10,97s). entre/s= Entrenamiento por semana en horas.

Para determinar cuál era la pierna dominante de los atletas se usó el método propuesto por (Melick et al., 2017) en donde se le pregunta al sujeto; “*Si tuvieras que chutar un balón, ¿Con qué pierna lo chutarías?*”

### 3.3. INSTRUMENTACIÓN:

Para el análisis de los impactos se usaron tres acelerómetros triaxiales de comunicación inalámbrica BLE >5.2 (Blautic Designs, Valencia, España) (Figura 14-A), con frecuencia de muestreo 124 Hz, rango de operación 16g, masa 4 gramos, el software para la gestión de los sensores fue a través de un teléfono móvil (Smartphone Xiaomi Redmi note 7, China) que permitió la recepción de la señal de los acelerómetros mediante la aplicación (App) Pikku Lab para Android (Blautic Designs, Valencia, España).

Para el control de la velocidad de los atletas, se empleó un sistema de fotocélulas y una plataforma de contacto (Figura 14-B y 14-C) (Cronojump Bosco System. ®), y mediante un ordenador portátil donde se instaló el programa Cronojump Boscosystem® se registraron los tiempos y la velocidad (de Blas et al., 2012).



**Figura 14.** Equipo de acelerometría (A), fotocélulas y ordenador (B), plataforma de contacto (C).



#### 3.4. LOCALIZACIÓN GEOGRÁFICA Y UNIDAD DE TIEMPO.

Los datos se recolectaron en la pista de atletismo de 400m (Sportflex Super X720™ K39) del complejo deportivo en Denia, (Alicante, España). La toma de datos se organizó en dos días sucesivos. En el primer día se recolectaron los datos de la calle recta y en segundo día se recolectaron los datos de las calles curva: uno y ocho (radio 37 y 45,5m respectivamente). Las condiciones climáticas para ambos días fueron similares, hubo rachas de viento en contra de entre 2 a 4 m/s en ambos días medido mediante un anemómetro digital (Neotek, TL246-FBA, China), siendo los datos recogidos en horario de 17:00h a 21:00h. La temperatura máxima osciló entre 26-30° durante la última semana del mes de julio.

#### 3.5. CALENTAMIENTO DE LOS ATLETAS.

Se utilizó el calentamiento (15 min.) estándar previo a cada evento deportivo donde los sujetos han participado (El calentamiento fue dirigido por el entrenador). El protocolo de calentamiento fue el siguiente: Se realizaron dos fases durante el calentamiento, en primera instancia los atletas calentaron en grupo con zapatillas de correr estándar (Zapatillas personales), realizaron 5 minutos de carrera continua suave por la pista, los próximos 10 minutos realizaron ejercicios de movilidad articular, cadera, rodilla tobillo, posteriormente realizaron series de coordinación de miembros inferiores, *skipping* bajo y alto y fases progresivas de activación muscular mediante ejercicios de técnica de carrera. En la segunda fase los atletas se colocaron las zapatillas (Personales) oficiales para los eventos de 100 y 200m (Fig. 15 y 16). En esta fase calentaron de forma individual según el orden de muestreo con las zapatillas oficiales en las que realizaron series de aceleración y velocidad en espacio de 15-30m con la instrumentación puesta.

#### 3.6. PROTOCOLO.

Durante la segunda fase del calentamiento, siguiendo las indicaciones de estudios previos (Lucas-Cuevas et al., 2017a) y para reducir los efectos de la vibración de tejidos (Wosk & Voloshin, 1981), los acelerómetros se colocaron en la parte distal anteromedial de la tibia, el acelerómetro de la cabeza se colocó en la parte central del lóbulo frontal (Fig. 15). Para colocar el acelerómetro en la zona anteromedial distal de la tibia se limpió

la piel con una rasuradora estándar y algodón con alcohol clínico para las dos piernas, en la cabeza solo se limpió la zona central de la frente (Fig. 15).

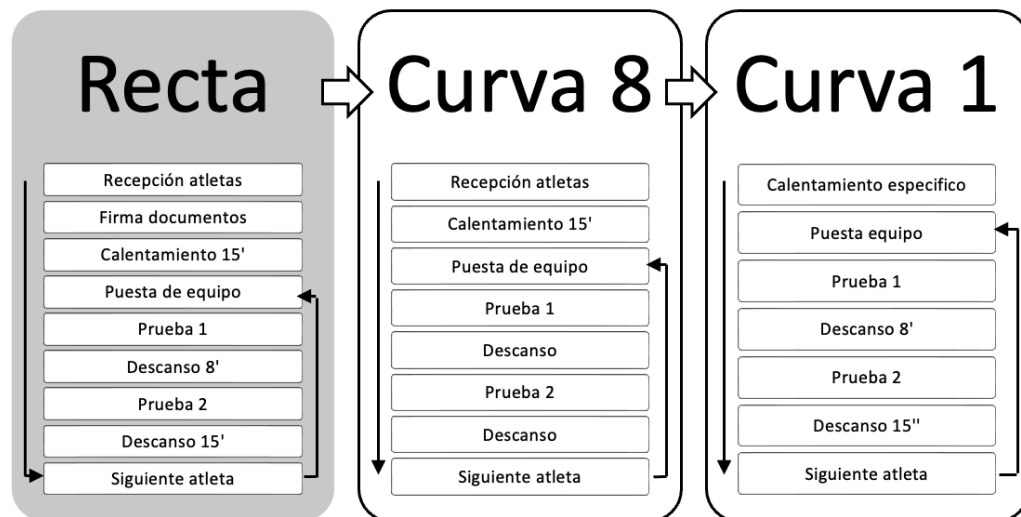


**Figura 15.** Ajuste de los acelerómetros en tibia y en cabeza.

Los acelerómetros se colocaron en el eje vertical y se ajustaron con esparadrapo, luego se aseguraron con una venda elástica a la presión soportada por el atleta, como se muestra en la figura 15. De esta forma evitamos que el acelerómetro tuviera opción de moverse durante la carrera ya que la forma de sujeción del acelerómetro puede influir en el registro (Johnson et al., 2020). Los atletas corrieron con el Smartphone, el cual se colocó sujetado en la parte posterior sobre la zona lumbar (Fig. 16). Este dispositivo actuó como receptor de la señal, ya que el registro fue inalámbrico, empleándose en estudios previos un receptor de datos por cable (Lucas-Cuevas et al., 2017). Luego realizaron series de prueba y familiarización con el protocolo, al mismo tiempo que se comprobaba el correcto funcionamiento del equipo. Ver diagrama del protocolo en figura 17.

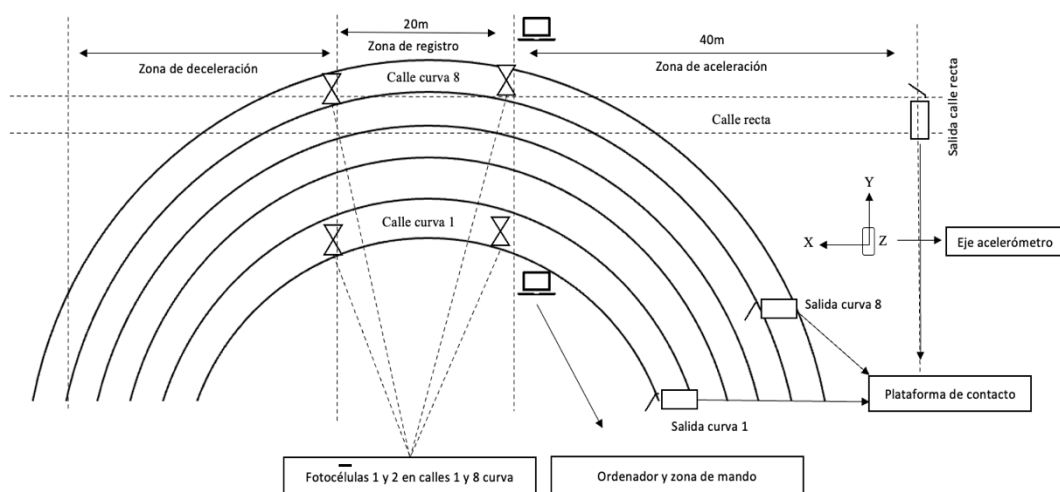


**Figura 16.** Atleta con la instrumentación puesta durante el muestreo (Elaboración propia).



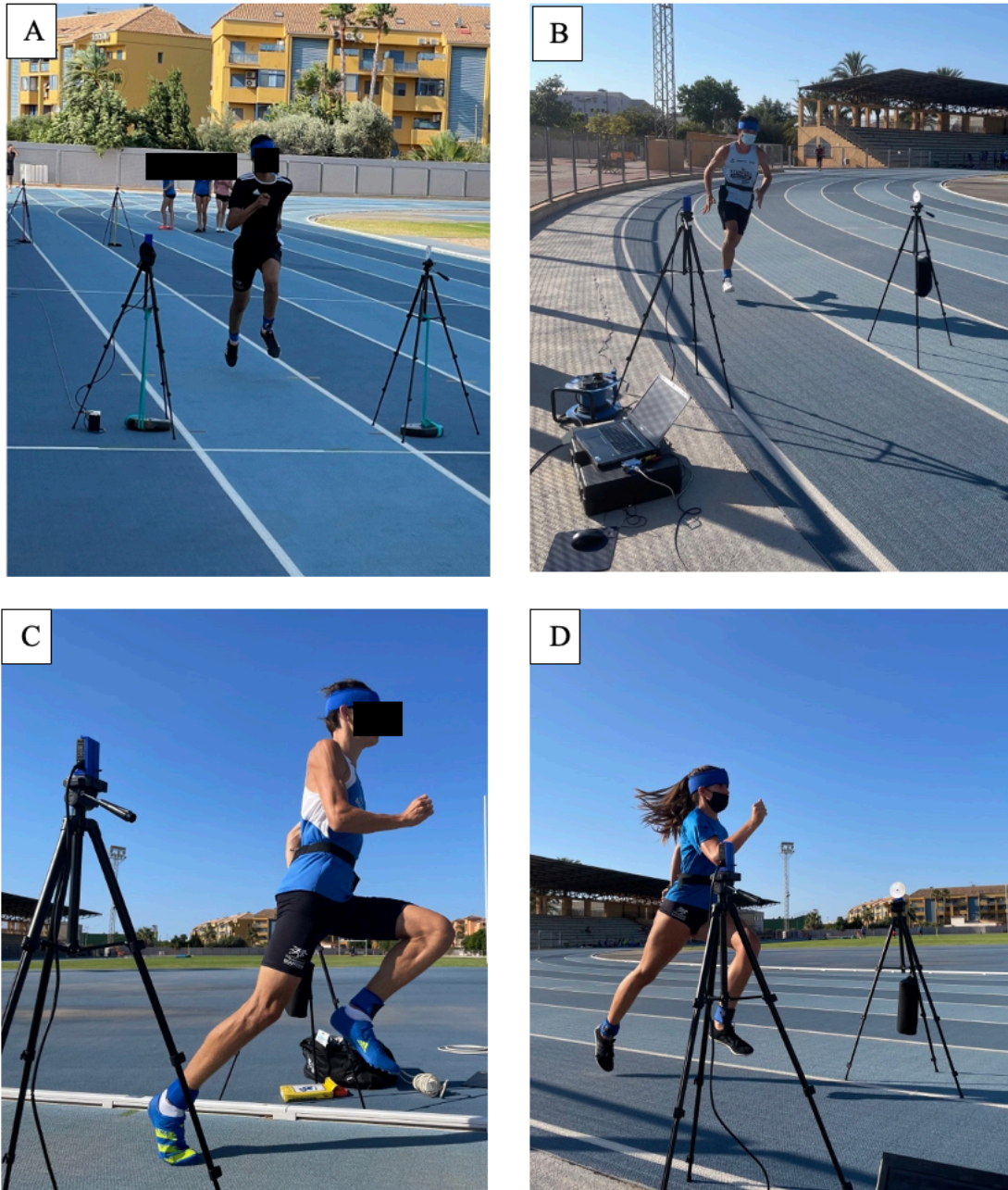
**Figura 17.** Diagrama de flujo del diseño del protocolo de muestreo.

El protocolo empleado fue similar en estudios previos (Alt et al., 2016; Churchill et al., 2015b; Churchill et al., 2018; Judson et al., 2019), donde los atletas ejecutaron dos series por calle de 60m, con un descanso de ocho minutos entre cada repetición (y 15 minutos entre series). 40m de aceleración y 20m de velocidad máxima fueron necesarios para el registro tanto en recta como en curva, colocándose las fotocélulas en la zona central de las curvas, y la plataforma de contacto en la zona de salida a 40m de la primera fotocélula. El orden para la toma de los datos fue aleatorio entre los atletas, siendo el orden de carrera para todos los atletas el mismo, iniciando en la calle recta, luego en la calle uno de la curva y, por último, en la calle ocho de la curva. La figura 18 muestra la ubicación del equipo de medición de velocidad y zonas de muestreo.



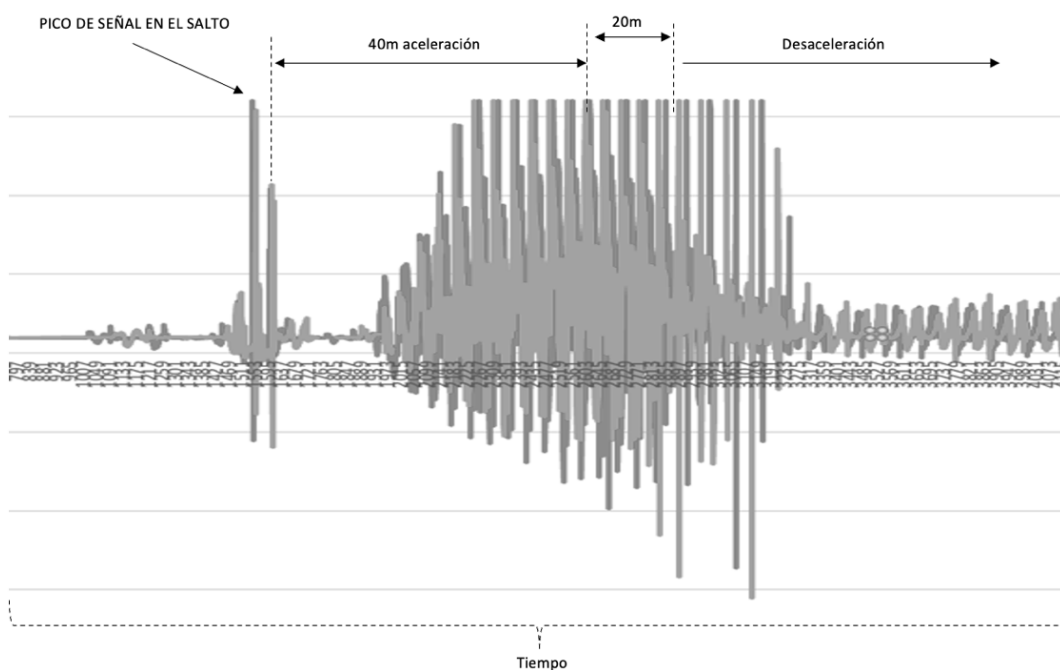
**Figura 18.** Esquema del protocolo de muestreo (Elaboración propia).

La figura 19 representa el instante de registros durante las pruebas de muestreo: Figura 19A atleta durante carrera en línea recta y figura 19B/D/C atleta durante carrera en curva. En la figura 19 se puede observar la ubicación de las fotocélulas y la ubicación del ordenador donde se recolectan los datos de velocidad y tiempo. Algunos atletas decidieron correr con mascarilla (Fig. 19-B y C). Esto no reduce el rendimiento (Ahmadian et al., 2021).



**Figura 19.** Atletas durante la toma de datos (A: recta, Curva: B, C, D).

En relación con el registro de los datos, se conectaba el registro de datos de acelerometría en el Smartphone, posteriormente este se colocaba en la riñonera que portaba el atleta en su cintura, y se solicitó a los atletas que realizaran un salto desde fuera de la plataforma de contacto impactando contra esta con el retropié y cayendo con los pies juntos para luego caer hacia adelante. Esta acción permitió establecer un pico de onda de choque lo suficientemente alto para posteriormente sincronizar el tiempo de carrera con los registros de los acelerómetros (Fig. 20), ya que al contactar con la plataforma de contacto se activa el tiempo de carrera en el software de Cronojump Boscosystem. Tras el salto, no era necesario que el atleta iniciara la carrera inmediatamente, antes se comprobaba que los sistemas de registro estuvieran en marcha, una vez comprobado este proceso, se le indicaba al atleta que podía acelerar progresivamente hasta alcanzar su máxima velocidad.



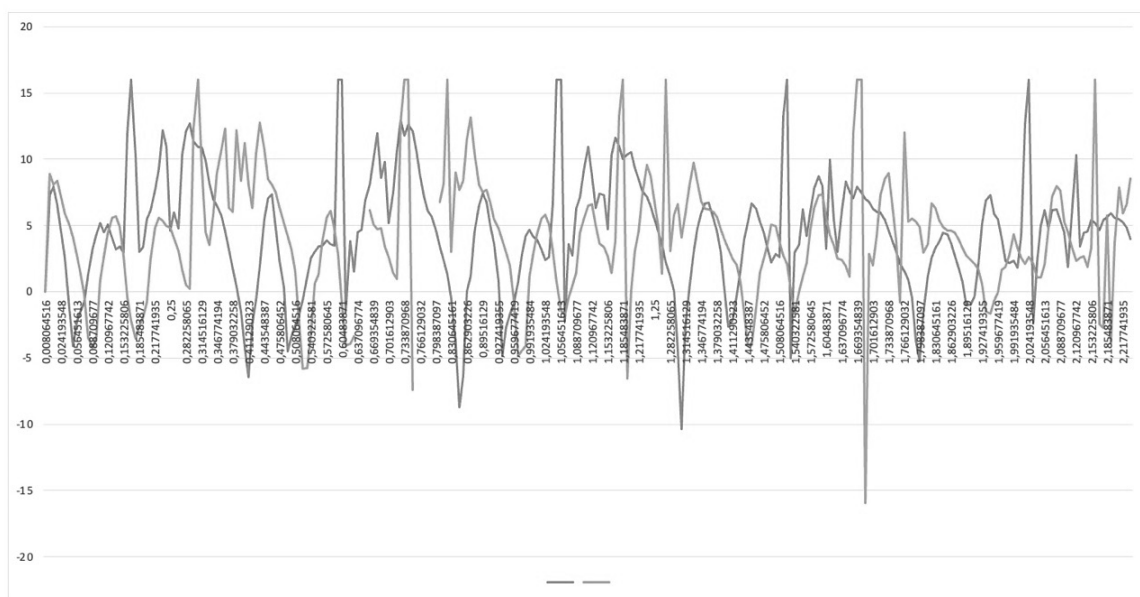
**Figura 20.** Muestra de la señal sin procesar en todo el protocolo de muestreo.

Después de cada serie se extraería el smartphone y se comprobaba que el registro de los datos fuera satisfactorio al mismo tiempo que los registros de velocidad y tiempo. En caso de que la serie no fuera válida, ya sea porque los acelerómetros no registraron o las fotocélulas no detectaban el paso del atleta, se daba descanso de 8 minutos y se repetía la serie mientras se comprobaba el funcionamiento del equipo.



### 3.7. PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL.

Los datos se procesaron con el programa Excel, del paquete Office (Windows) donde se sincronizó la señal de los acelerómetros con el tiempo en cada fase de 20m. Para ello se buscó el pico de señal inicial del salto, se sincronizo el tiempo con la frecuencia de muestreo del acelerómetro (124Hz), y se eliminó la señal previa a la fase de aceleración y deceleración, considerándose para el análisis únicamente la fase de 20m (la cual correspondía a la distancia donde la velocidad se registró). La figura 21 muestra el resultado de la señal luego de hacer el proceso de corte para extraer la señal de interés.



**Figura 21.** Ejemplo de la señal en el dominio del tiempo de un atleta a 10,22 m/s en la calle uno (curva) en zona de 20m a máxima velocidad.

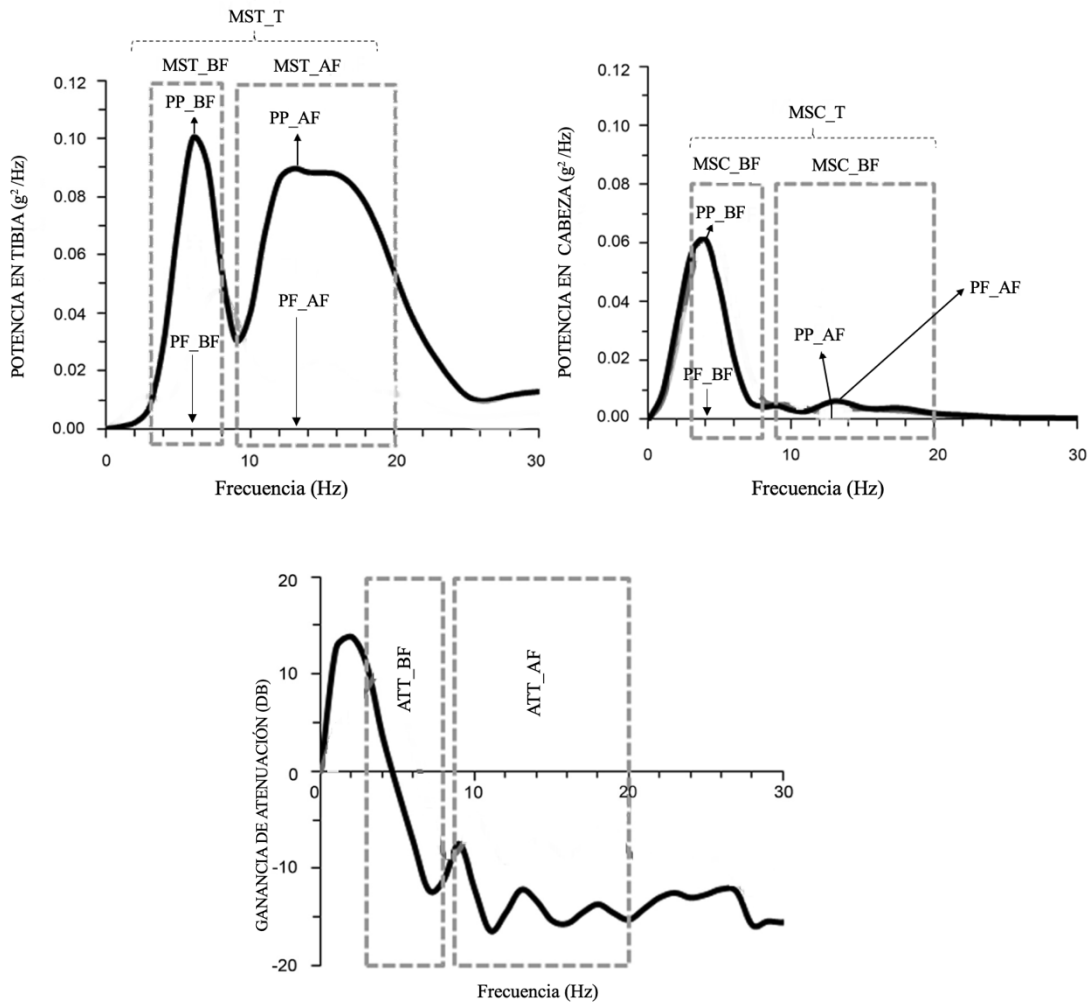
Posteriormente se procesó la señal con software de programación Matlab ® (versión R2021, The Math Works Inc., Natick, MA, EE. UU.) Para extraer las variables en el dominio del tiempo se filtró la señal mediante un filtro de paso bajo, dejando la señal verdadera en zona de bajas frecuencias entre los 3,5-8,5Hz y 8,5-20Hz para los componentes de altas frecuencias. Esto es necesario ya que la señal por naturaleza contiene ruido que generalmente se encuentra en los extremos de la señal, al aplicar este tipo de filtro se consigue obtener la señal propia de cada movimiento tanto el movimiento de recobro y de CoM propio de las bajas frecuencias y el impacto del pie, propio de las altas frecuencias.

En la tabla 2 se describen las variables de acelerometría incluidas en el estudio tanto en el dominio del tiempo como en el dominio de las frecuencias.

**Tabla 2.** Definición de las variables de acelerometría incluidas en el estudio (Elaboración propia).

<b>Acrónimo</b>	<b>Significado</b>	<b>Definición</b>	<b>Unidad de medida</b>
Mag_T	Magnitud en tibia en el dominio del tiempo.	Aceleración en tibia durante el impacto.	(g)
MST_T	Magnitud total de la señal en tibia.	Comprende la suma de la zona de altas y bajas frecuencias, se relaciona con la severidad del impacto.	$g^2/Hz$
MST_BF	Magnitud de la señal en tibia en bajas frecuencias.	Área bajo la curva en zona de bajas frecuencias. Se relaciona con cambios en la fase de <i>swing</i> de la extremidad.	$g^2/ Hz$
MST_AF	Magnitud de la señal en tibia en altas frecuencias.	Área bajo la curva en zona de altas frecuencias. Se relaciona con la severidad del impacto.	$g^2/ Hz$
PF_BF	Pico de frecuencia en bajas frecuencias.	Frecuencia a la que se obtiene el pico máximo de potencia, después del contacto.	Hz
PF_AF	Pico de frecuencia en altas frecuencias	Frecuencia a la que se obtiene el pico máximo de potencia durante el contacto.	Hz
PP_BF	Pico de potencia en bajas frecuencias.	Describe el movimiento de la fase de recobro o batida de la extremidad.	$g^2/Hz$
PP_AF	Pico de potencia altas frecuencias.	Describe la severidad con la que se produce la deceleración del pie contra el suelo.	$g^2/Hz$
ATT_BF	Atenuación en bajas frecuencias.	Describe la ganancia o aumento de la señal durante la fase de <i>swing</i> de la extremidad.	dB
ATT_AF	Atenuación en altas frecuencias.	Describe la disminución de la intensidad de la señal, atiende al principio de transmisibilidad.	dB

En correspondencia con la tabla 2, la figura 22 muestra el comportamiento cinemático de estas variables en el dominio de las frecuencias.



**Figura 22.** Descripción cinemática de las variables de acelerometría en el dominio de las frecuencias (Adaptado de Gruber et al (2014)).

### 3.8. ANÁLISIS ESTADÍSTICO.

Los datos fueron analizados mediante el software SPSS v25 (IBM Corp., Armonk, NY.). Se comprobó la normalidad de los datos mediante la prueba de Shapiro-Wilk ( $n < 30$ ), determinando la normalidad de todas las variables. Para analizar los efectos de los factores intra-sujetos (calle y pierna) sobre cada una de las variables dependientes, se llevó a cabo un análisis de varianza (ANOVA) de medidas repetidas Multivariante, ajustando los niveles de significación en la comparación por pares mediante la corrección de Bonferroni. Finalmente se comprobó el supuesto de esfericidad mediante la prueba de Mauchly, y en aquellos casos en los que no se cumplió dicho supuesto se recurrió al ajuste de Huynh-Feldt. Además, se calculó el tamaño del efecto mediante Eta parcial al cuadrado, interpretado como: 0-0.2= Muy baja, 0.2-0.5 = Baja, 0.5-0.8 = moderado, 0.8-1= grande. El nivel de significación se estableció en  $p < 0.05$ .





CAPITULO IV  
RESULTADOS





## 4. RESULTADOS.

### 4.1. ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA.

A continuación, se muestran los resultados del análisis descriptivo de los datos. La tabla nº 3 muestran los resultados de la velocidad en cada una de las calles analizadas en el estudio, no encontrándose significatividad ( $p < 0.05$ ) de la velocidad entre calles.

En relación con los resultados descriptivos en media y desviación estándar de las principales variables de acelerometría en el dominio de las frecuencias en tibia (tabla 4), la MST\_T fue estadísticamente significativo entre calles y entre piernas ( $p < 0.05$ ), siendo MST\_AF y PF\_AF estadísticamente significativo entre calles. No hubo cambios significativos en el resto de las variables (Tabla 4).

**Tabla 3.** Resultados en velocidad en cada una de las calles.

	Recta		Curva 1		Curva 8		P<0.05
	M	SD	M	SD	M	SD	
<b>Velocidad (m/s)</b>	8,106	0,981	8,239	1,104	8,310	1,054	NS

Leyenda tabla 3: NS= No significativo.

**Tabla 4.** Estadísticos descriptivos de las variables en tibia en el dominio de las frecuencias.

VARIABLES		Calle Recta		Calle 1 curva		Calle 8 curva		Diferencias P<0.05	
		M	SD	M	SD	M	SD	Calle	Pierna
TIBIA	Pierna								
MST_T	Externa	23,6	14,8	31,6	7,1	32,7	6,1		
(g <sup>2</sup> / Hz)	Interna	18,3	13,3	23,6	7,9	27,7	7,9	<b>*0,036</b>	<b>*0,041</b>
MST_BF	Externa	2,1	1,8	3,0	2,5	3,7	2,0		
(g <sup>2</sup> / Hz)	Interna	1,9	1,8	1,7	1,4	2,6	1,3	NS	NS
MST_AF	Externa	2,6	1,6	3,4	0,9	3,6	1,0		
(g <sup>2</sup> / Hz)	Interna	2,0	1,3	2,7	1,0	3,4	1,4	<b>*0,026</b>	NS
PP_BF	Externa	1,01	0,89	1,28	0,93	1,57	1,12		
(g <sup>2</sup> /Hz)	Interna	1,07	1,09	0,88	0,74	1,12	0,60	NS	NS
PP_AF	Externa	0,70	0,44	0,85	0,25	0,80	0,28		
(g <sup>2</sup> /Hz)	Interna	0,56	0,39	0,73	0,22	0,80	0,29	NS	NS
PF_BF (Hz)	Externa	5,1	1,8	4,3	0,8	4,6	0,6		

PF_AF (Hz)	Interna	4,5	1,2	4,5	1,2	4,8	1,3	NS	NS
	Externa	13,4	3,6	14,4	1,9	16,1	3,3	<b>*0,006</b>	NS
	Interna	13,0	3,4	17,0	1,0	16,4	1,6		

Leyenda tabla 4: M= Media, SD= Desviación Estándar, MST= Magnitud total de la señal, T= Tibia, BF= Bajas Frecuencias, AF= Altas Frecuencias, PP= Pico de Potencia, PF= Pico de frecuencia, NS= No significativo.

Por lo que respecta a los resultados descriptivos de las variables de acelerometría en el dominio de las frecuencias en cabeza (tablas 5 y 6), no hubo diferencias significativas ( $p < 0.05$ ).

**Tabla 5.** Estadísticos descriptivos de las variables en cabeza en el dominio de las frecuencias.

VARIABLE		CALLE RECTA		CALLE CURVA 1		CALLE CURVA 8		Dif.
		M	SD	M	SD	M	SD	
<b>CABEZA</b>								P<0.05
MSC (g <sup>2</sup> /Hz)	Total	0,20	0,24	0,14	0,08	0,11	0,05	NS
MSC (g <sup>2</sup> /Hz)	Bajas	0,032	0,042	0,026	0,024	0,012	0,001	NS
MSC (g <sup>2</sup> /Hz)	Altas	0,023	0,019	0,022	0,008	0,028	0,013	NS
PP (g <sup>2</sup> /Hz)	Bajas	0,015	0,017	0,014	0,014	0,006	0,001	NS
	Altas	0,010	0,009	0,010	0,004	0,009	0,001	NS
PF (Hz)	Bajas	5,2	1,0	4,3	1,1	4,7	2,0	NS
	Altas	10,4	2,3	9,9	0,8	11,6	1,9	NS

Leyenda tabla 5: M= Media, SD= Desviación estándar, MSC= Magnitud total de la señal en cabeza, PP= Pico de potencia, PF= Pico de frecuencia. Componente de bajas frecuencias 3-8,5 Hz y componente de altas frecuencias 8,5-20Hz. Dif. = Diferencias, NS= No significativo.

**Tabla 6.** Estadísticos descriptivos de la variable atenuación de los impactos en el dominio de las frecuencias.

VARIABLES	Pierna	CALLE						Dif
		Recta		Curva 1		Curva 8		
		M	SD	M	SD	M	SD	
ATT_BF (dB)	Externa	-84,992	69,706	-92,350	38,281	-137,033	18,103	NS
ATT_AF (dB)	Externa	-205,969	115,490	-252,777	44,567	-243,465	19,577	NS
ATT_BF (dB)	Interna	-95,649	57,313	-74,175	31,392	-121,347	29,790	NS
ATT_AF (dB)	Interna	-226,562	96,778	-241,971	22,479	-232,460	14,865	NS

Leyenda tabla 6: ATT= Atenuación, BF= Bajas frecuencias, AF= Altas frecuencias. Dif. = Diferencias, NS= No significativo.

Finalmente, en cuanto a los resultados de las variables en el dominio del tiempo estudiados, la magnitud en tibia (Tabla 7) muestra diferencias significativas entre calles y piernas ( $P < 0,05$ ), siendo ligeramente superior el impacto en la pierna derecha vs izquierda en todas las calles analizadas

**Tabla 7.** Estadísticos descriptivos de la variable magnitud del impacto.

	Pierna	Calle Recta		Calle 1 curva		Calle 8 curva		Dif. $P < 0,05$	
		M	SD	M	SD	M	SD	Calle	Pierna
<b>Magnitud tibia (g)</b>	Derecha	24,1	11,5	31,7	0,5	30,7	1,9	<b>**&lt;0,01</b>	<b>*&lt;0,05</b>
	Izquierda	17,0	9,2	26,5	6,8	25,2	4,7		

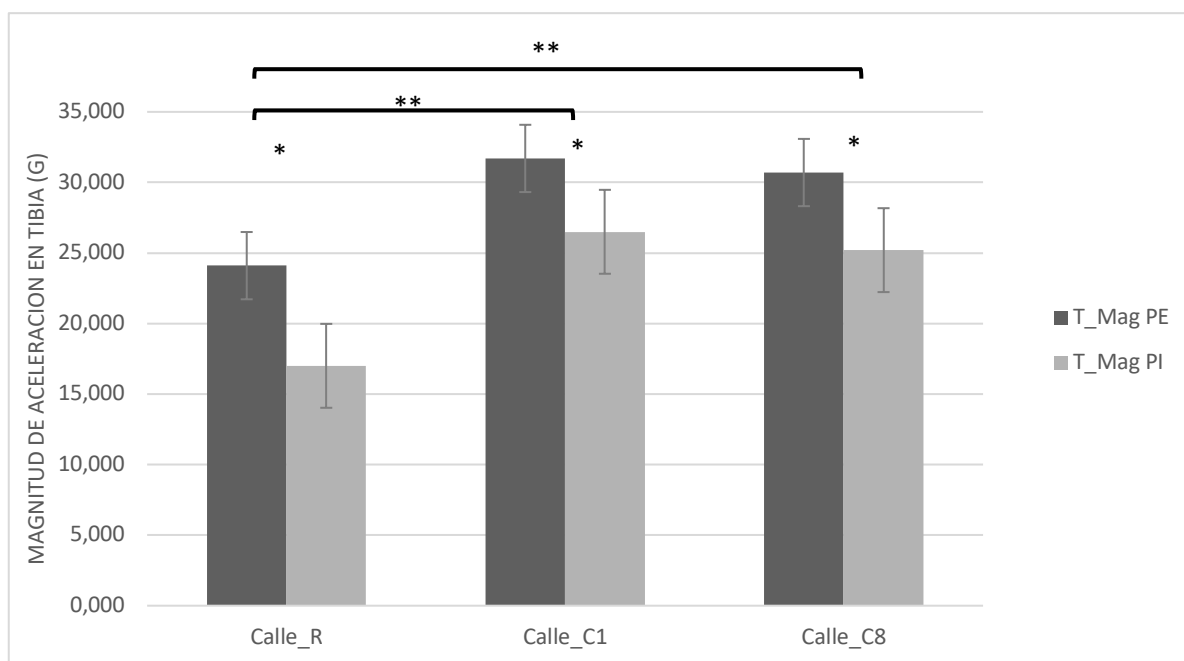
Leyenda tabla 7:  $g = 9,8$  m/s el equivalente a la aceleración de la gravedad, Dif. = Diferencias significativas  $** < 0,01$ ,  $* < 0,05$ .

## 4.2. ESTADÍSTICA INFERENCIAL.

### 4.2.1. RESULTADOS EN EL DOMINIO DEL TIEMPO.

En relación con la magnitud del impacto, los resultados muestran diferencias significativas entre piernas ( $p = 0,05$ , ES: 0,172), siendo mayor la magnitud de la pierna externa con una diferencia de 8,7g respecto a la interna. Así mismo, también había diferencias entre calles ( $p < 0,002$ , ES: 0.253), siendo mayor en la pierna externa con una diferencia de 7,1g. En este sentido, los resultados de la interacción (tabla 7), muestran como existen diferencias significativas en la magnitud del impacto en tibia entre las calles: recta vs curva, así como entre la interior vs exterior: uno vs ocho. Tal y como se puede observar en figura 23, la calle recta posee una menor magnitud del impacto vs la calle curva, mostrando la interacción una diferencia significativa de la calle uno ( $p = 0.004$ , dif. medias = -8,548, 95%IC = -14,676-2,419) respecto a la calle ocho ( $p = 0.004$ , dif. medias = -7,394, 95%IC = -13,522-1,265). En cuanto a la posible influencia del tipo de pierna y su interacción con el tipo de calle, los resultados no mostraron diferencias significativas ( $p = 0,920$ ), aunque tal y como se observa en la figura 23, la pierna derecha tuvo un impacto mayor vs la izquierda.

En cuanto a la interacción calle/pierna no se encontraron diferencias significativas ( $p = 0,920$ ).



**Figura 23.** Resultados en la magnitud del impacto en tibia: diferencias entre pierna y calles. R= recta, C1= calle 1, C8= calle 8, T\_Mag= magnitud en tibia, PE= pierna externa, PI= pierna interna. \*= diferencia entre piernas  $p < 0,05$ , \*\*= diferencias entre calles  $p < 0,05$ .

#### 4.2.2. RESULTADOS EN EL DOMINIO DE LAS FRECUENCIAS.

En referencia a las variables del dominio de las frecuencias, la MST\_T mostró diferencias significativas en la condición de pierna ( $p = 0,041$ , ES: 0,096) (Tabla 8). El resto de las variables no mostró diferencias significativas. En la comparación por calles (Tabla 9) MST\_T MST\_AF y PF\_AF fue estadísticamente significativo ( $p < 0,05$ ). No hubo diferencias significativas en la interacción calle\*pierna (Tabla 10).

**Tabla 8.** Resultado en las variables del dominio de las frecuencias entre piernas.

Variable	PIERNA			
	F	Sig. < 0.05	Eta parcial al cuadrado	Potencia observada
MST_T ( $g^2/Hz$ )	4,438	<b>*0,041</b>	0,096	0,539
MST_BF ( $g^2/Hz$ )	2,680	0,109	0,060	0,359
MST_AF ( $g^2/Hz$ )	1,948	0,170	0,044	0,276
PP_BF ( $g^2/Hz$ )	0,986	0,326	0,023	0,163
PP_AF ( $g^2/Hz$ )	0,986	0,326	0,023	0,163
PF_BF (Hz)	0,039	0,845	0,001	0,054
PF_AF (Hz)	1,068	0,307	0,025	0,173

Leyenda tabla 8: MST= Magnitud total de la señal, T= Tibia, BF= Bajas frecuencias, AF= Altas frecuencias, PP= Pico de potencia, PF= Pico de frecuencia.

**Tabla 9.** Resultados en las variables del dominio de las frecuencias entre calles.

<b>CALLES</b>				
<b>VARIABLE</b>	<b>F</b>	<b>Sig. &lt; 0.005</b>	<b>Eta parcial al cuadrado.</b>	<b>Potencia observada</b>
MST_T (g <sup>2</sup> /Hz)	3,612	<b>*0,036</b>	0,147	0,637
MST_BF (g <sup>2</sup> /Hz)	1,561	0,222	0,069	0,313
MST_AF (g <sup>2</sup> /Hz)	3,996	<b>0,026</b>	0,160	0,684
PP_BF (g <sup>2</sup> /Hz)	0,511	0,603	0,024	0,128
PP_AF (g <sup>2</sup> /Hz)	1,399	0,258	0,062	0,284
PF_BF (Hz)	0,490	0,616	0,023	0,125
PF_AF (Hz)	5,866	<b>*0,006</b>	0,218	0,850

Leyenda tabla 9: MTS= Magnitud total de la señal, T= Tibia, BF= Bajas frecuencias, AF= Altas frecuencias, PP= Pico de potencia, PF= Pico de frecuencia.

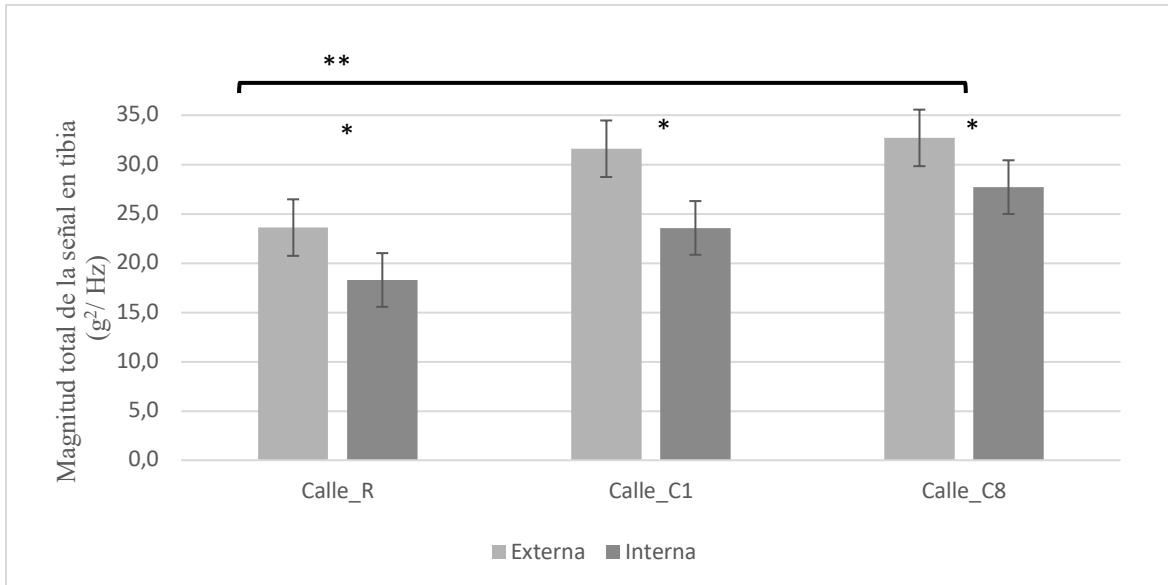
**Tabla 10.** Resultados en las variables del dominio de las frecuencias y su interacción pierna\*calle.

<b>CALLE*PIERNA</b>				
<b>VARIABLE</b>	<b>F</b>	<b>Sig. &lt; 0.005</b>	<b>Eta parcial al cuadrado</b>	<b>Potencia observada</b>
MST_T (g <sup>2</sup> /Hz)	0,111	0,895	0,005	0,066
MST_BF (g <sup>2</sup> /Hz)	0,430	0,653	0,020	0,115
MST_AF (g <sup>2</sup> /Hz)	0,139	0,871	0,007	0,070
PP_BF (g <sup>2</sup> /Hz)	0,376	0,689	0,018	0,107
PP_AF (g <sup>2</sup> /Hz)	0,228	0,797	0,011	0,083
PF_BF (Hz)	0,493	0,615	0,023	0,125
PF_AF (Hz)	1,356	0,269	0,061	0,276

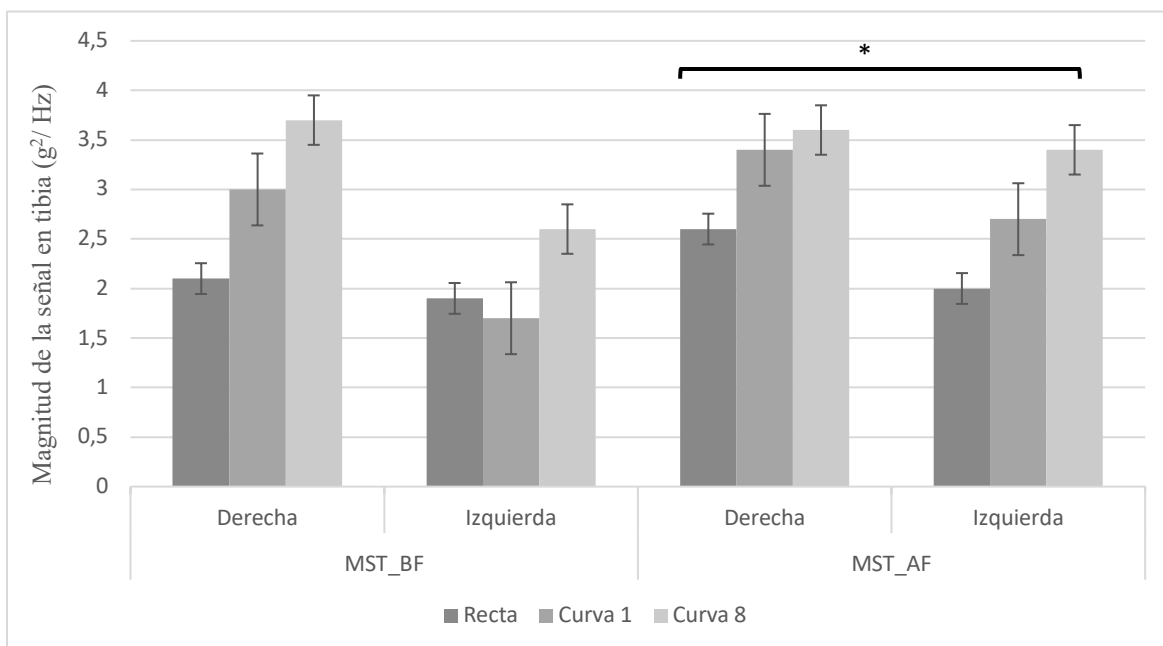
Leyenda tabla 10: MST= Magnitud total de la señal, T= Tibia, BF= Bajas frecuencias, AF= Altas frecuencias, PP= Pico de potencia, PF= Pico de frecuencia.

En relación con la comparación por calles, la calle recta vs calle ocho mostró una diferencia significativa en MST\_T ( $p=0,038$ , dif. medias 9,2 Hz, 95%IC= -18,1- 0,4Hz) (Figura 24). Además, la MST\_AF fue estadísticamente significativo entre recta vs calle ocho ( $p=0,023$ , dif. Medias -1,22Hz, 95%IC= -2,31-0,1Hz) (Figura 25). PF\_AF fue estadísticamente significativo entre calle recta vs calle uno ( $p=0,034$ , dif. medias 2,4 Hz, 95%IC= -4,81-0,1Hz) y entre calle recta vs calle ocho ( $p=0,008$ , dif. medias 3,02 Hz, 95%IC= -5,30-0,6 Hz), tal y como se observa en la figura 26. Para el resto de las variables no se observan diferencias significativas.

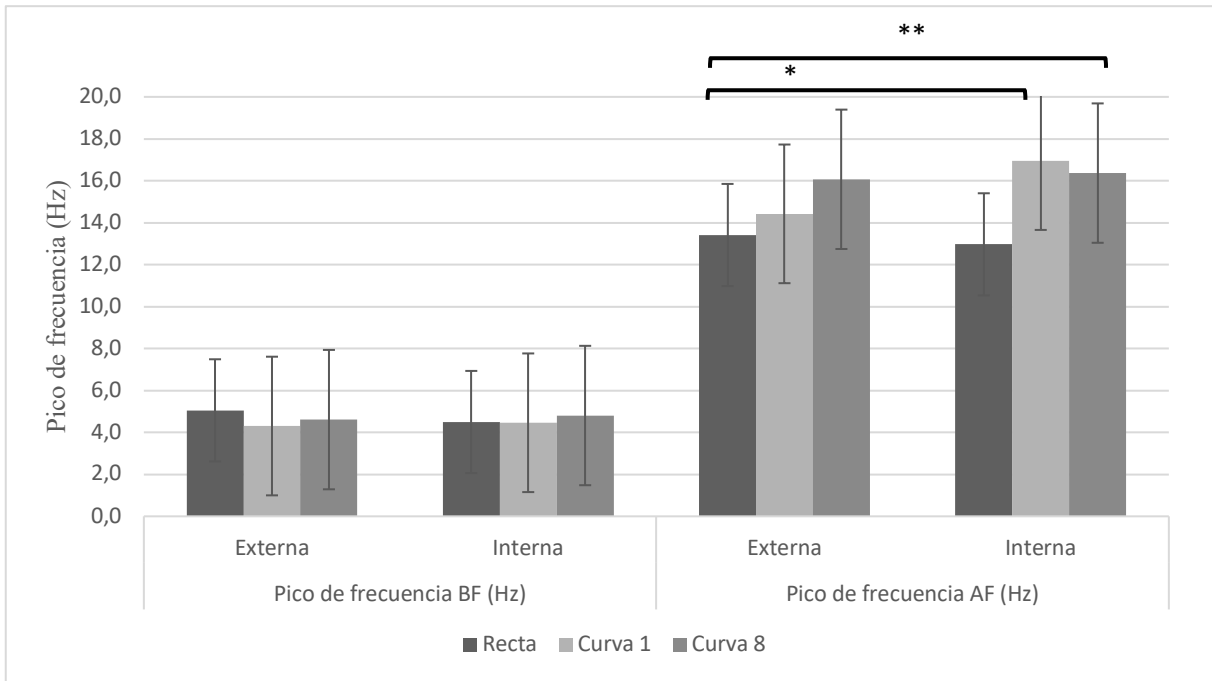




**Figura 24.** Diferencias en la magnitud total de la señal entre piernas y entre calles. \*= diferencias entre piernas, \*\*= diferencias entre calles, MST= magnitud total de la señal, T= tibia, R= recta, C1= curva 1, C8= curva 8.



**Figura 25.** Diferencias en Magnitud de la señal en tibia en bajas (BF) y altas (AF) frecuencias entre piernas y entre calles. \*Diferencias entre calle recta vs calle curva ocho.



**Figura 26.** Diferencias entre máximos en bajas y altas frecuencias entre piernas y calles. \* diferencias entre la calle recta y la calle uno, \*\* diferencias entre la calle recta y la calle curva ocho.



CAPITULO V  
DISCUSIÓN



*“Pocos saben cuánto se necesita para saber lo poco que sabes” Werner Heisenberg (1901-1976).*



## 5. DISCUSIÓN.

El objetivo de este estudio es analizar la distribución de los impactos en la extremidad inferior durante la carrera en calles rectas y curvas a máxima velocidad, y establecer si existen diferencias entre piernas y calles. Este es el primer estudio realizado que analiza los impactos de aceleración con un diseño de estudio que representa las carreras de 100 y 200m en pista de 400m.

Pese a que no fue un objetivo del estudio determinar los cambios que pueden ocurrir en la velocidad al compararla entre calle recta vs curvas, el análisis estadístico no mostró diferencias significativas en la velocidad entre calles. En algún registro la velocidad en cada una de las calles se estandarizo (8,1, 8,2 y 8,3 m/s, recta, curva uno y ocho respectivamente), lo cual favorece el análisis de los impactos y su distribución entre piernas y entre calles cuando la velocidad es una constante (Encarnación-Martínez et al., 2017; Garcia et al., 2021; García-Pérez et al., 2014b). Sin embargo, varios estudios con fase empírica (Alt et al., 2016; Churchill et al., 2015a; Churchill et al., 2015b), han encontrado diferencias en la velocidad al comparar calle recta vs calle curva.

En relación con las velocidades alcanzadas en este estudio, son comparables con estudios previos con características de los atletas similares al presente estudio (Bergamini et al., 2012; Ishimura & Sakurai, 2016; Ohnuma et al., 2018). Así, Bergamini (2012) señala velocidades de 9,7 a 10,8 m/s en calle recta, Ishimura (2016) reporta velocidad media de 8,84 m/s en calle curva (radio de 43,51m), y Churchill (2015b, 2018) velocidades entre 9,56 - 9,29 m/s en calle curva (radio de 37,72m).

Mediante la transformada matemática de Fourier (para extraer la señal del dominio del tiempo al dominio de las frecuencias) los componentes de bajas frecuencias se establecieron entre 3-8,5 Hz y 8,5-20 Hz para los componentes de altas frecuencias (Gruber et al., 2014; Shorten & Winslow, 1992). En este sentido, se ha encontrado que existen diferencias al correr en curva vs recta en el contenido de frecuencias en la banda de altas frecuencias, de este modo la pierna externa recibe mayor severidad de impacto que la pierna interna en las tres condiciones analizadas (Recta, curva uno y curva ocho). Así mismo, en cuanto a la variable analizada en el dominio del tiempo (Magnitud del impacto) fue significativamente mayor en curva que en recta, además, fue mayor en pierna externa que en pierna interna en las tres calles. No hubo diferencias

entre calles en las aceleraciones recibidas en cabeza, así mismo no se encontraron diferencias en la atenuación en ninguno de los factores analizados, tanto en piernas como entre calles.

A continuación, se discuten las hipótesis planteadas siguiendo el orden de los objetivos del estudio:

#### 5.1. EFECTOS DE LA CARRERA EN CALLE RECTA VS CURVAS.

Los resultados encontrados en este estudio sugieren que la primera hipótesis planteada se rechaza. En este sentido, se planteó la hipótesis que indica que existen diferencias al correr en curva vs recta en los impactos de aceleración en tibia, siendo estas diferencias en favor de la calle recta, en la que se indicó que se recibirían mayores impactos. Sin embargo, magnitud total de la señal en tibia y magnitud de la señal en altas frecuencias que son variables que describen la magnitud del impacto en su contenido de frecuencias, se modifican en función de la calle por donde se ejecuta la carrera, siendo mayores los componentes de altas frecuencias en favor de la calle ocho, diferencias ( $p=0,036$  y  $0,026$  respectivamente) (Diferencia de medias en magnitud total de la señal en tibia y magnitud de la señal en altas frecuencias fue de  $9,26$  y  $1,22\text{Hz}$  respectivamente). Así mismo, el pico de frecuencia en altas frecuencias fue significativo ( $p=0,006$ ) al comparar la calle recta con las calles curvas uno y ocho, al comparar calles curvas entre si no hubo diferencias en los componentes de frecuencia y de magnitud en tibia.

Las diferencias en el contenido de frecuencias encontradas en las variables del dominio de las frecuencias también se describen en la Magnitud de la tibia variable propia del dominio del tiempo. Se encontraron diferencias entre calle recta vs curva uno y, recta vs curva ocho sin mostrar diferencias entre calles curvas propiamente. Las diferencias entre calles recta vs curva uno es de  $8,5\text{g}$  y para recta vs curva ocho es de  $7,3\text{g}$ . Estos cambios acompañan los resultados en el dominio de las frecuencias, en donde se muestra que el contenido de frecuencias identificado como pico de frecuencia en altas frecuencias es significativo entre calles recta vs curva uno y curva ocho, no obstante, el pico de potencia en altas frecuencias no fue significativo.

Los resultados obtenidos en el presente estudio no son del todo comparables con resultados de estudios previos ya que la mayoría de los estudios analizan variables de acelerometría que se enmarcan en un entorno de laboratorio, por lo que algunas características inherentes a la actividad deportiva no se pueden reproducir en laboratorio (Sheerin et al., 2018).

Sin embargo, estudios similares al presente estudio reportan datos de aceleración vertical, en este sentido, se describen magnitudes de aceleración vertical en CoM cercanas a los 15-20  $m/s^2$  (1.5-2g) (Wixted et al., 2010), sin evidenciar cambios en los componentes de aceleración entre recta vs curva. En línea con el estudio de Wixted (2010), un estudio reciente (Reenalda et al., 2018), examinó las aceleraciones en varios segmentos, entre ellos las aceleraciones tibiales y en sacro en corredores de larga distancia, y muestran aceleraciones verticales en tibia proximal de 48,7 y 52,3  $m/s^2$  (4,9 y 5,3g). Otro estudio (Bergamini et al., 2012) reportó aceleraciones verticales en velocistas de élite, con aceleraciones máximas en el pico vertical de 70 $m/s^2$  (7,13g). Las limitaciones para realizar comparaciones con el presente estudio en los estudios previos se basan en la técnica de carrera, en el patrón de pisada de los participantes (retropié), en la colocación de los acelerómetros montados en la espalda, y no hacen distinción de calle curva o recta (Reenalda et al., 2018).

El planteamiento inicial para postular la primera hipótesis se basa en que al correr en recta la velocidad es mayor, por lo que las FRS verticales son mayores (Churchill et al., 2015b; Judson et al., 2019). Estudios previos indican que la velocidad en curva disminuye en comparación con recta (Alt et al., 2016; Churchill et al., 2015a). Así Sheerin (2019) indica que aumentos de 1 m/s en la velocidad pueden aumentar hasta en 3,7g la magnitud del impacto (Sheerin et al., 2018), sin embargo, la velocidad no es el único factor que modifica los impactos (Sheerin et al., 2017).

A continuación, se discutirá los resultados del presente estudio con estudios que reproducen cinemática y cinética de los eventos en curva, algunos de ellos muestran resultados que son correspondientes con los resultados de impactos de aceleración en el eje vertical, como pueden ser los estudios relacionados con las fuerzas de reacción del suelo verticales y variables espaciotemporales como frecuencia de paso, longitud de paso y tiempo de contacto con el suelo (Alt et al., 2016; Churchill et al., 2015b; Ishimura & Sakurai, 2016; Judson et al., 2019).

Determinar las FRS durante la carrera de máxima velocidad es un indicador de rendimiento (Nagahara et al., 2021), así, algunos estudios (Chang & Kram, 2007; Churchill et al., 2015b; Greene, 1985; Judson et al., 2019) indican que las FRS verticales disminuyen durante la carrera en calles curvas, y los componentes de FRS anteroposterior y medio lateral aumentan en curva vs recta. (Churchill et al., 2015b). En este sentido, los componentes de pico vertical de FRS se han correlacionado con los picos de impacto vertical ( $r=0,75-0,85$ ) en mediciones directas en la estructura ósea (Henning & Lafortune, 1991) siendo las correlaciones



moderadas ( $r=0,274-0,439$ ) (Greenhalgh et al., 2012). A pesar de esto es bien aceptado en la literatura el uso de transductores montados en piel para el análisis de las aceleraciones verticales durante marcha o carrera (Sheerin et al., 2018; Sheerin et al., 2019). Dentro de este marco de referencia, los cambios en la carga de impactos obtenidos en el presente estudio podrían mantener un vínculo con los cambios que ocurren en los componentes de FRS verticales durante las pruebas de velocidad, pero es necesario ampliar mediante investigaciones la existencia de una posible causalidad.

De este modo, correr en calle recta produciría un aumento en los impactos debido a que es aquí donde los atletas son capaces de generar grandes picos de FRS verticales (Girard et al., 2016; Morin et al., 2011), no obstante, las implicaciones del radio sobre el rendimiento requieren aumentar las fuerzas para contrarrestar la fuerza centrífuga (Chang & Kram, 2007; Churchill et al., 2015; Judson et al., 2019), en respuesta a esto los atletas se ven obligados a cambiar el vector de fuerza (Usherwood & Wilson, 2006). La inclinación del CoM hacia el interior produce una mayor aceleración de fuerzas hacia el interior de la curva (Churchill et al., 2015b; Judson et al., 2019), y, en concordancia con esto, los TCS en la pierna externa son claramente menores que en la pierna interna (Alt et al., 2016; Churchill et al., 2015a; Churchill et al., 2018; Churchill et al., 2015b). En general, las FRS verticales tienen que ser superpuestas por aumentos en FRS medio laterales y en el eje anteroposterior, de este modo los resultados del presente estudio pueden verse modificados por los cambios en FRS en recta vs curva.

#### 5.1.1. ATENUACIÓN E IMPACTOS EN CABEZA.

Es importante destacar que se ha observado en los resultados una atenuación en los impactos sin ser estadísticamente significativas las diferencias. Estos resultados están en línea con las aceleraciones recibidas en cabeza, en las que no hubo diferencias entre calles. Gruber (2014) muestra registros en el pico de las altas frecuencias de 12,7 y 11,8Hz en patrón de pisada de retropié y antepié respectivamente a velocidades de 3,33 y 3,74 m/s en cinta de correr. El patrón de pisada de antepié es característico de los velocistas es por ello por lo que en el estudio de Gruber (2014) durante este patrón de pisada la cinemática de los impactos se acerca a los resultados obtenidos en este estudio.

Tanto la atenuación de los impactos como los impactos recibidos en cabeza son mitigados por los mecanismos activos y pasivos en respuesta a las grandes aceleraciones que se producen durante cada paso (Gruber et al., 2014). La carga de impactos se distribuye de

forma asimétrica durante la carrera en curva, sin embargo, estos mecanismos han sido capaces de absorber la descarga de la onda de choque sin poner en riesgo los sistemas encargados del control motriz y la orientación espacial.

Es probable que las diferencias encontradas en los impactos entre calles representen mayor riesgo de lesión en la carrera en curva que en la carrera en recta, sin embargo, los valores encontrados en el presente estudio se alcanzan sin superar los 20 Hz en la banda de altas frecuencias, valores superiores a 20Hz pueden resultar en mayor riesgo de lesión (Gruber et al., 2014). Estos resultados sugieren que la naturaleza biomecánica de los eventos en curva requiere de mayor demanda de los mecanismos específicos (activación muscular, deformación de tejidos) para mitigar los efectos adversos que puede *a posteriori* desencadenar lesiones, estos resultados soportan la teoría que describen otros estudios al indicar mayor riesgo de lesión al correr en curva (Beukeboom et al., 2000; Nevison et al., 2015).

## 5.2. EFECTOS DEL TIPO DE CALLE EN LA CARRERA CURVA: CALLE UNO VS OCHO.

Existe un estudio con fase empírica en el que se analiza los cambios biomecánicos que ocurren durante la carrera en curva en pista oficial en el que se compara diferentes radios de la misma pista (Churchill et al., 2018), siendo este el primer paso que permite comprender de forma objetiva si existen diferencias al correr en curva entre calles. En el presente estudio se analiza la distribución de los impactos entre calles curvas uno y ocho.

En la segunda hipótesis planteada en el presente estudio, se planteaba que existirían cambios significativos en los impactos al compararlos entre calles curvas por los efectos del radio (Churchill et al., 2018). En este sentido, se rechaza esta hipótesis, ya que los resultados no indican que esto ocurra. No se encontraron evidencias (en los picos de frecuencia en altas frecuencias y en la magnitud total de la señal en tibia) que indiquen una ligera tendencia a que en la calle ocho exista una mayor severidad de impacto que en la calle uno. No obstante, la magnitud de la tibia se da en forma opuesta, reflejando una ligera tendencia hacia la calle uno, en donde existe un pequeño aumento en esta variable. No queda claro la dirección en la que pueden ocurrir estos cambios en los impactos.

La hipótesis basada en que el aumento de la velocidad en la calle ocho podría aumentar el contenido de frecuencias y la severidad del impacto *per se*. Así, se observa en otros estudios como correr en curvas abiertas puede ser ventajoso sobre aquellos que corren en curvas cerradas, ya que poseen una mayor velocidad (Churchill et al., 2018; Jain, 1980; Usherwood &

Wilson, 2006), sin embargo, no podemos atender a este supuesto en este estudio, ya que no encontramos diferencias significativas en la velocidad de los corredores analizados.

La condición de máxima velocidad en ambas calles permite sustituir el efecto del radio sobre la velocidad, ya que en cada calle se estandarizó por sí misma, ayudando a eliminar cualquier cambio a nivel cinemático (Arampatzis et al., 1999; Hamill et al., 1983), y de este modo los cambios en los impactos no se ven alterados. En este sentido, y para el análisis realizado, se ve potenciado el hecho de que la velocidad fue en alguna medida estandarizada, pudiendo apoyar el supuesto de que los atletas corren con ciertos niveles de descompensación, y de esta manera los cambios en los componentes de frecuencia y magnitud del impacto en el dominio del tiempo no son observables. No obstante, se requiere de estudios a futuro para dar mayor soporte a esta teoría.

### 5.3. ALTERACIONES EN LAS EXTREMIDADES INFERIORES DURANTE LA CARRERA EN CURVA.

En relación con la tercera hipótesis planteada, se acepta que la pierna externa recibiría mayores impactos de aceleración que la pierna interna durante el paso de la curva. Así, magnitud total de la señal en tibia fue estadísticamente significativa ( $p=0,041$ ) al comparar entre piernas en todas las calles. La pierna externa reflejó valores medios de 23,6, 31,6 y 32,7  $g^2/Hz$  en la calle recta, curva número uno y número ocho respectivamente. En pierna interna los valores medios de magnitud de la señal en tibia fueron de 18,3, 23,6 y 27,7  $g^2/Hz$  respectivamente. Siguiendo estos cambios, la distribución de los impactos en el dominio del tiempo muestran un comportamiento similar en la magnitud de la tibia, siendo mayor en la pierna externa en todas las calles.

Los resultados del presente estudio muestran que la pierna externa recibe mayor carga de impactos que la pierna interna a máxima velocidad en las calles curvas uno y ocho (radio 37 y 45,10m respectivamente). Estos resultados son comparables a los obtenidos por Churchill (2015b), el cual describe que las FRS al correr en curva son asimétricas en los tres ejes, y observó aumentos de fuerza en los vectores medio lateral y anteroposterior, limitando la producción de fuerza en el eje vertical. Igualmente, la pierna externa genera mayores componentes de FRS verticales corriendo en curva que la pierna interna (Churchill et al., 2015b).

Durante la carrera en curva la pierna interna soporta mayor peso corporal que la pierna externa (Chang & Kram, 2007; Luo & Stefanyshyn, 2012; Luo & Stefanyshyn, 2012a), estos cambios pueden verse reflejados en los tiempos de contacto con el suelo superiores en la pierna interna (Alt et al., 2016; Churchill et al., 2015a; Churchill et al., 2018; Churchill et al., 2015b; Ishimura & Sakurai, 2016). No obstante, si se tiene en cuenta la relación que existe entre FRS verticales y picos de aceleración tibial, se encuentra que la pierna externa soporta mayor carga de aceleración tibial durante la carrera en curva, estando relacionado con los resultados de Churchill (2015b). Así, los TCS menores en la pierna externa presentados en estudios previos (Alt et al., 2016; Churchill et al., 2015a; Churchill et al., 2018; Churchill et al., 2015b; Ishimura & Sakurai, 2016) se relacionan con aumentos en la aceleración tibial en el eje vertical mostrados en el presente estudio.

Es importante destacar que estos resultados podrían estar relacionados con la pierna dominante de los atletas, seis de los participantes tenían pierna derecha como pierna dominante. Sin embargo, un estudio reciente describe los cambios que ocurren si los atletas habituados a correr en contra de las manecillas del reloj (Tottori et al., 2016) lo hacen en favor. No se encontraron diferencias significativas en el tiempo del trayecto. En línea con los resultados en este estudio, Wixted (2010) muestra como pierna externa recibe ligeramente mayores picos de aceleración que la pierna interna durante calle recta. Además, encontraron cambios en la presión del *Hallux* de la pierna interna durante la carrera en curva vs recta.

El planteamiento inicial en el presente estudio indicaba que las diferencias en la distribución de los impactos entre piernas se presentarían en las calles curvas, sin embargo, las diferencias encontradas en calle recta demuestra que los atletas corren con ciertos niveles de asimetría en la extremidad inferior. Es probable que estas asimetrías estén relacionadas con los cambios cinéticos y cinemáticos que por naturaleza son atribuidos a la carrera en curva (Churchill et al., 2015b; Churchill et al., 2018), ya que atletas a lo largo de una temporada pueden desarrollar un perfil asimétrico (Tottori et al., 2016). Estudios previos (Beukeboom et al., 2000; Churchill et al., 2015b; Judson et al., 2019; Tottori et al., 2016) han mostrado cambios en activación muscular y generación de fuerza para la pierna externa. En pista de 200m parece ser que atletas desarrollan un área de sección transversal mayor para la pierna externa que para la interna y esto está estrechamente relacionado con la velocidad (Nevison et al., 2015; Tottori et al., 2016).

Los resultados en este estudio van en dirección a los presentados en estudios previos (Churchill et al., 2018; Ishimura & Sakurai, 2016; Judson et al., 2020), donde variables cinemáticas (Longitud de paso, frecuencia de paso, tiempo de vuelo) y cinéticas (FRS) presentan cambios asimétricos en miembros inferiores al correr en curva vs recta. Miembros inferiores cumplen una función diferente durante el paso de la curva, de este modo los atletas se ven obligados a modificar variables espaciotemporales.

Del mismo modo, resultados previos reportan que la longitud de paso y la frecuencia de paso pueden modificar los impactos (Derrick et al., 1998; Hamill et al., 1995; Mercer et al., 2002), y pese a que en este estudio no se analizaron, no se encontraron cambios significativos en la banda de bajas frecuencias (3,5-8,5Hz), las cuales se relacionan con cambios en la técnica de carrera. Así un aumento en la longitud de paso indicaría mayor flexión angular de cadera lo que produciría mayor movimiento en el sensor de aceleración, así como un aumento sustancial en frecuencia de paso provocaría adaptaciones en la señal. Longitud de paso y frecuencia de paso son dependientes entre sí, aumentos en frecuencia de paso se correlacionan con disminución en longitud de paso y *viceversa*. Solo dos estudios han reportado diferencias en frecuencia de paso y longitud de paso al correr en curva en la misma calle (Churchill et al., 2015a; Ishimura & Sakurai, 2016). Sin embargo, son necesarios estudios futuros para corroborar este supuesto de que frecuencia de paso y longitud de paso no modifican la distribución de los impactos al correr en curva.

#### 5.3.1. ATENUACIÓN E IMPACTOS EN CABEZA.

No se encontraron diferencias en la atenuación en ninguna de las variables independientes del presente estudio, por lo que el radio de la curva no alteró la forma en como el cuerpo es capaz de atenuar la onda de choque durante cada pisada. Se muestra una tendencia en la que se alcanza mayor ganancia de atenuación en la pierna externa, esto puede ser debido a que la pierna externa recibe mayor magnitud de impacto por lo que muestra mayores componentes de frecuencia. No obstante, esto no limitó a los mecanismos encargados de atenuar la rápida deceleración del pie contra el suelo.

Se ha indicado que niveles de frecuencia superiores a los 40Hz pueden ser muy dañinos (Gruber et al., 2014; Shorten & Winslow, 1992), en este sentido, las frecuencias más altas reportadas en magnitud total de la señal en tibia en este estudio se encontraron en la pierna externa en las calles curvas ocho y uno. La desviación estándar en pierna externa podría indicar que algunos atletas pueden alcanzar cargas de impacto cercanas a los 40Hz, lo que podría

sugerir que algunos atletas pueden tener más o menos descompensación que otros, lo que puede llevar a mayor riesgo de lesión sino se adecua una preparación física directa y diferencial (Churchill et al., 2018). Para poder atenuar los componentes de altas frecuencias a las que se produce la deceleración del pie contra el suelo, se requiere de mecanismos pasivos como la deformación de tejidos blandos (Simon et al., 1981) y activación muscular previa (Boyer & Nigg, 2007).

Así, correr en curva requiere de cambios en los momentos de fuerza que soportan las articulaciones (Chang & Kram, 2007; Churchill et al., 2015; Judson et al., 2019), la articulación del tobillo en pierna externa opera al límite (Alt et al., 2016), pudiendo acompañar esto a un riesgo de lesión (Beukeboom et al., 2000). En este sentido, no queda claro hasta qué punto los cambios encontrados en el contenido de frecuencias y la magnitud del impacto en el dominio del tiempo pueden estar relacionadas con lesiones en corredores de velocidad debido a una distribución asimétrica de la carga de impactos.

Por otra parte, la distribución de impactos asimétrica encontrados en la calle recta no mostró diferencias significativas en la atenuación. Esta carga de impactos asimétrica no sugiere ser producto de la naturaleza de la carrera como si ocurre en calles curvas, es probable que los atletas corran con ciertos niveles de descompensación, así como también puede influir la pierna dominante, pero se requiere de estudios futuros para corroborar este hecho.



## 6. LIMITACIONES

Una de las principales limitantes en este estudio ha sido la reducida muestra analizada, a pesar de que existen numerosos estudios con una muestra parecida a la del presente estudio (Alt et al., 2016; Churchill et al., 2015b; Churchill et al., 2018; Judson et al., 2019), es necesario abordar esta línea de investigación con una mayor población de atletas, así como considerar el género de los atletas.

Otra posible limitación podría ser la no aleatorización de la muestra en el orden de las series en cada calle, debido fundamentalmente a aspectos logísticos y accesibilidad en la pista. Así mismo, en relación con las muestras, los atletas que participaron tenían experiencia en eventos nacionales, a pesar de ello, contaban con marcas propias muy destacadas, algunos estaban entre los mejores 10 del ranking nacional (participando en campeonato de España).

Finalmente, podría señalarse la frecuencia de muestreo de 124Hz y el rango 16g en los sensores de aceleración empleados, por lo que un equipo de mayor capacidad de muestreo y rango permitiría adquirir con mayor precisión en entornos al aire libre con atletas de velocidad.





## 7. APLICACIONES PRACTICAS

Hemos observado que las pruebas de velocidad en curva tienen un carácter asimétrico, esto se había documentado en estudios previos tanto en cinemática angular y variables espaciotemporales. En cinética se había documentado que las fuerzas que se aplican son asimétricas en miembros inferiores, nuestro estudio expande la comprensión sobre las características de las pruebas de velocidad en las que se implica el radio de la curva reflejando que las aceleraciones que se reciben son asimétricas entre piernas al correr en curva, de este modo los atletas pueden correr en calle recta con cierta descompensación, lo que ha mostrado impactos en calle recta asimétricos.

Es importante para entrenadores reconocer la necesidad de ejecutar programas de entrenamiento de fuerza orientados a equilibrar la asimetría en miembros inferiores, ya que puede ser perjudicial para el rendimiento en calle recta (La pierna interna puede no operar al máximo nivel). Cuando los atletas se ven implicados en estos eventos la descompensación en la generación de fuerza puede resultar en una disminución del rendimiento. Además, estos cambios asimétricos en los impactos de aceleración pueden afectar a los mecanismos de respuesta para atenuar cada vibración, lo que puede provocar sobrecargas en algunos tejidos. En este sentido, entrenadores/as y atletas deben tener en cuenta el volumen total de los entrenamientos, así como la cantidad de eventos en los que se participa para poder enfocar los programas de entrenamiento hacia la prevención de asimetrías que pueden ser lesivas *per se*.

La comprensión que ahora nos otorga los resultados de este estudio en cuanto al comportamiento cinemático que sigue los impactos de aceleración cuando se corre en curva vs recta abre la necesidad de investigar con un diseño de estudio en los que se incluya una muestra mayor y en los que las condiciones ecológicas del entorno sean favorables. Por tanto, se sugiere un estudio donde se considere el tipo de calzado, además, del análisis comparativo entre hombres y mujeres.

Este protocolo metodológico puede ser llevado a cabo en pista cubierta en las que el radio es menor y las curvas cuentan con bancarizado especial para compensar los efectos del radio sobre la velocidad.



## 8. CONCLUSIONES

Basados en los objetivos e hipótesis del presente estudio, los principales resultados de este estudio permiten obtener las siguientes conclusiones:

1. Los impactos de aceleración analizados tanto en el dominio de las frecuencias como en el dominio del tiempo muestran un comportamiento asimétrico al correr en calle recta vs curva, siendo mayor la carga de estos impactos en las calles curvas.
2. El contenido de las frecuencias y la magnitud en tibia en la pierna externa es mayor que en la pierna interna, por lo que la pierna externa soporta mayor carga de impactos que la pierna interna en todas las calles analizadas.
3. En calle recta se obtuvieron mayores cargas de impacto en la pierna externa, pudiendo estar relacionado con las cargas de entrenamiento y competición al correr en calles curvas.
4. El radio de la calle no modifica la atenuación del impacto en tibia, pudiendo ser debido a las descompensaciones que por naturaleza conlleva correr en calles curvas, las cuales generan este perfil asimétrico en la extremidad inferior. Del mismo modo, la carga de impactos asimétrica en la extremidad inferior tampoco modifica la atenuación de los impactos en cabeza independientemente de la calle en donde se corra.



## 9. REFERENCIAS.

- Abe, K., Hashiguchi, H., Sonoki, K., Iwashita, S., & Takai, S. (2019). Tarsal Navicular Stress Fracture in a Young Athlete: A Case Report. *Journal of Nippon Medical School &#61; Nippon Ika Daigaku Zasshi*, 86(2), 122-125. 10.1272/jnms.JNMS.2019\_86-208
- Aftalion, A., & Martinon, P. (2019). Optimizing running a race on a curved track. *PloS One*, 14(9), e0221572. 10.1371/journal.pone.0221572
- Ahmadian, M., Ghasemi, M., Nasrollahi Borujeni, N., Afshan, S., Fallah, M., Ayaseh, H., Pahlavan, M., Nabavi Chashmi, S. M., Haeri, T., Imani, F., Zahedmanesh, F., Akbari, A., Nasiri, K., & Dabidi Roshan, V. (2021). *Does wearing a mask while exercising amid COVID-19 pandemic affect hemodynamic and hematologic function among healthy individuals? Implications of mask modality, sex, and exercise intensity*. Informa UK Limited. 10.1080/00913847.2021.1922947
- Alt, T., Heinrich, K., Funken, J., & Potthast, W. (2015). Lower extremity kinematics of athletics curve sprinting. *Journal of Sports Sciences*, 33(6), 552-560. 10.1080/02640414.2014.960881
- Alt, T., Heinrich, K., Funken, J., & Potthast, W. (2016). Lower extremity joint moments of athletics curve sprinting. *Journal of Sports Sciences*, 33(6), 552-560. 10.1080/02640414.2014.960881
- Arner, J., McClincy, M., & Bradley, J. (2019). Hamstring Injuries in Athletes: Evidence-based Treatment. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 27(23), 868-877. 10.5435/JAAOS-D-18-00741
- Arrechea, F., Pato, A. S., & Molina Morote, J. (2019). El Olimpismo entre los JJOO de la Antigüedad y la Restauración coubertiniana. *Dialnet*, (18), 105-114.
- Baggaley, M., Vernillo, G., Martinez, A., Horvais, N., Giandolini, M., Millet, G. Y., & Edwards, W. B. (2019). Step length and grade effects on energy absorption and impact attenuation in running. Informa UK Limited. 10.1080/17461391.2019.1664639

- Beale, A. (2011). Greek athletics and the Olympics. Cambridge University Press.
- Bennell, K., Crossley, K., Jayarajan, J., Walton, E., Warden, S., Kiss, Z. S., & Wriley, T. (2004). Ground Reaction Forces and Bone Parameters in Females with Tibial Stress Fracture. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(3), 397-404. 10.1249/01.MSS.0000117116.90297.E1
- Bergamini, E., Picerno, P., Pillet, H., Natta, F., Thoreux, P., & Camomilla, V. (2012). Estimation of temporal parameters during sprint running using a trunk-mounted inertial measurement unit. *Journal of Biomechanics*, 45(6), 1123-1126. 10.1016/j.jbiomech.2011.12.020
- Beukeboom, C., Birmingham, T., Forwell, L., & Ohrling, D. (2000). Asymmetrical Strength Changes and Injuries in Athletes Training on a Small Radius Curve Indoor Track. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 10(4), 245-250. 10.1097/00042752-200010000-00004
- Boyer, K. A., & Nigg, B. M. (2007). Changes in Muscle Activity in Response to Different Impact Forces Affect Soft Tissue Compartment Mechanical Properties. 10.1115/1.2746384
- Brady, C. J., Harrison, A. J., Flanagan, E. P., Haff, G. G., & Comyns, T. M. (2019). The Relationship Between Isometric Strength and Sprint Acceleration in Sprinters. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, , 1-25. 10.1123/ijsp.2019-0151
- Brazier, J., Maloney, S., Bishop, C., Read, P., & Turner, A. (2019). Lower Extremity Stiffness: Considerations for Testing, Performance Enhancement, and Injury Risk. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 33(4), 1156-1166. 10.1519/JSC.0000000000002283
- Bredeweg, S., & Buist, I. (2011). No relationship between running related injuries and kinetic variables. *British Journal of Sports Medicine*, 45(4), 328. 10.1136/bjism.2011.084038.52
- Brughelli, M., & Cronin, J. (2008). *Influence of Running Velocity on Vertical, Leg and Joint Stiffness: Modelling and Recommendations for Future Research*. Adis International. 10.2165/00007256-200838080-00003

- Chang, Y., & Kram, R. (2007). Limitations to maximum running speed on flat curves. *Journal of Experimental Biology*, 210(6), 971-982. 10.1242/jeb.02728
- Churchill, S. M., Salo, A. I. T., & Trewartha, G. (2015a). The effect of the bend on technique and performance during maximal effort sprinting. *Sports Biomechanics*, 14(1), 106-121. 10.1080/14763141.2015.1024717
- Churchill, S. M., Trewartha, G., Bezodis, I. N., & Salo, A. I. T. (2015b). Force production during maximal effort bend sprinting: Theory vs reality. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 26(10), 1171-1179. 10.1111/sms.12559
- Churchill, S. M., Trewartha, G., & Salo, A. I. T. (2018). Bend sprinting performance: new insights into the effect of running lane. *Sports Biomechanics*, 1-11. 10.1080/14763141.2018.1427279
- COI. (2020). *CARTA OLÍMPICA*, <https://stillmed.olympic.org/media/Document%20Library/OlympicOrg/General/ES-Olympic-Charter.pdf>
- Coventry, E., O'Connor, K. M., Hart, B. A., Earl, J. E., & Ebersole, K. T. (2006). The effect of lower extremity fatigue on shock attenuation during single-leg landing. *Clinical Biomechanics (Bristol)*, 21(10), 1090-1097. 10.1016/j.clinbiomech.2006.07.004
- Croisier, J. (2004). Factors Associated with Recurrent Hamstring Injuries. Adis International. 10.2165/00007256-200434100-00005
- de Blas, X., Padullés, J. M., López del Amo, José Luis, & Guerra-Balic, M. (2012). Creation and Validation of Chronojump-Boscosystem: A Free Tool to Measure Vertical Jumps. (Creación y validación de Chronojump-Boscosystem: un instrumento libre para la medición de saltos verticales). *Revista Internacional De Ciencias Del Deporte*, 8(30), 334-356. 10.5232/ricyde2012.03004
- Debnath, K. R., & Karanwal, A. I. (2010). Relationship of curve running to the angle of lanes of a standard running track: an introspection to the innovation. *British Journal of Sports Medicine*, 44(Suppl 1), i48. 10.1136/bjism.2010.078725.162



- Derrick, T. R., Hamill, J., & Caldwell, G. E. (1998). Energy absorption of impacts during running at various stride lengths. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30(1), 128-135. 10.1097/00005768-199801000-00018
- Derrick, T. R., Dereu, D., & Mclean, S. P. (2002). Impacts and kinematic adjustments during an exhaustive run. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(6), 998-1002. 10.1097/00005768-200206000-00015
- Dickinson, J. A., Cook, S. D., & Leinhardt, T. M. (1985). *The measurement of shock waves following heel strike while running*. Elsevier BV. 10.1016/0021-9290(85)90276-3
- Domenici, P., Blagburn, J. M., & Bacon, J. P. (2011a). Animal escapology I: theoretical issues and emerging trends in escape trajectories. *The Journal of Experimental Biology*, 214(Pt 15), 2463-2473. 10.1242/jeb.029652
- Domenici, P., Blagburn, J. M., & Bacon, J. P. (2011b). Animal escapology II: escape trajectory case studies. *The Journal of Experimental Biology*, 214(Pt 15), 2474-2494. 10.1242/jeb.053801
- Edwards, W. B., Derrick, T. R., & Hamill, J. (2012). Musculoskeletal attenuation of impact shock in response to knee angle manipulation. *Journal of Applied Biomechanics*, 28(5), 502-510. 10.1123/jab.28.5.502
- Encarnación-Martínez, A., García-Gallart, A., Gallardo, A. M., Sánchez-Sáez, J. A., & Sánchez-Sánchez, J. (2017). Effects of structural components of artificial turf on the transmission of impacts in football players. *Sports Biomechanics*, 17(2), 251-260. 10.1080/14763141.2017.1285347
- Ferro, A., & Floria, P. (2013). Differences in 200-m Sprint Running Performance Between Outdoor and Indoor Venues. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(1), 83-88. 10.1519/JSC.0b013e31824f21c6
- Frost, D. M., Cronin, J., & Newton, R. U. (2010). A Biomechanical Evaluation of Resistance: Fundamental Concepts for Training and Sports Performance. *Sports Medicine (Auckland)*, 40(4), 303-326. 10.2165/11319420-000000000-00000

- Funken, J., Heinrich, K., Willwacher, S., Müller, R., Böcker, J., Hobara, H., Brüggemann, G., & Potthast, W. (2017). Leg amputation side determines performance in curve sprinting: a case study on a Paralympic medalist. *Sports Biomechanics*, 18(1), 75-87. 10.1080/14763141.2017.1384051
- Garcia, M. C., Gust, G., & Bazett-Jones, D. M. (2021). Tibial acceleration and shock attenuation while running over different surfaces in a trail environment. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 24(11), 1161-1165. 10.1016/j.jsams.2021.03.006
- García-Pérez, J. A., Pérez-Soriano, P., Llana Belloch, S., Lucas-Cuevas, Á G., & Sánchez-Zuriaga, D. (2014a). Effects of treadmill running and fatigue on impact acceleration in distance running. *Sports Biomechanics*, 13(3), 259-266. 10.1080/14763141.2014.909527
- Gary J. Ryan, & Andrew J. Harrison. (2003). Technical adaptations of competitive sprinters induced by bend running. *New Studies in Athletics*, 18, 57-67. [http://www.richwoodstrack.com/rhs\\_team\\_area/sprints/tech\\_Curve\\_Adaptations.pdf](http://www.richwoodstrack.com/rhs_team_area/sprints/tech_Curve_Adaptations.pdf)
- Gaudet, S. (2014). *A physical model of sprinting*//doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.07.012
- Giandolini, Marlene|Horvais, Nicolas|Rossi, Jérémy|Millet, Guillaume Y.|Samozino, Pierre|Morin, Jean-Benoît. (2016). Foot strike pattern differently affects the axial and transverse components of shock acceleration and attenuation in downhill trail running. *Journal of Biomechanics*, 49(9), 1765-1771. 10.1016/j.jbiomech.2016.04.001
- Girard, O., Brocherie, F., Tomazin, K., Farooq, A., & Morin, J. -. (2016). *Changes in running mechanics over 100-m, 200-m and 400-m treadmill sprints*//doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.03.020
- González Organo, P. (2020). *La curva en las pistas de atletismo cubiertas. Un acercamiento a la clotoide.*
- Greene, P. R. (1985). Running on Flat Turns: Experiments, Theory, and Applications. *Journal of Biomechanical Engineering*, 107(2), 96. 10.1115/1.3138542

- Greene, P. R. (1987). Sprinting with banked turns. *Journal of Biomechanics*, 20(7), 667-680. 10.1016/0021-9290(87)90033-9
- Greenhalgh, A., Sinclair, J., Protheroe, L., & Chockalingam, N. (2012). Predicting Impact Shock Magnitude: Which Ground Reaction Force Variable Should We Use? *. International Journal of Sports Science and Engineering*, 6(4), 225-231.
- Gruber, A. H., Boyer, K. A., Derrick, T. R., & Hamill, J. (2014). Impact shock frequency components and attenuation in rearfoot and forefoot running. *Journal of Sport and Health Science*, 3(2), 113-121. 10.1016/j.jshs.2014.03.004
- Hamill, J., Derrick, T. R., & Holt, K. G. (1995a). *Shock attenuation and stride frequency during running*. Elsevier BV. 10.1016/0167-9457(95)00004-c
- Haugen, T., Danielsen, J. J., Mcghie, D. D., Sandbakk, Ø Ø, & Ettema, G. G. (2018). *Kinematic stride cycle asymmetry is not associated with sprint performance and injury prevalence in athletic sprinters*. Wiley. 10.1111/sms.12953
- Haugen, T., McGhie, D., & Ettema, G. (2019a). Sprint running from fundamental mechanics to practice—a review. *European Journal of Applied Physiology*, 119(6), 1273-1287. 10.1007/s00421-019-04139-0
- Henning, E. M., & Lafortune, M. A. (1991). Relationships Between Ground Reaction Force and Tibial Bone Acceleration Parameters *. International Journal of Sports Biomechanics*, 7, 303-309.
- Hunter, J. P., Marshall, R. N., & McNair, P. J. (2005). Relationships between ground reaction force impulse and kinematics of sprint-running acceleration. *Journal of Applied Biomechanics*, 21(1), 31-43. 10.1123/jab.21.1.31
- Ishimura, K., & Sakurai, S. (2016). Asymmetry in Determinants of Running Speed During Curved Sprinting. *Journal of Applied Biomechanics*, 32(4), 394-400. 10.1123/jab.2015-0127

- Jain, P. C. (1980). On a Discrepancy in Track Races. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 51(2), 432-436. 10.1080/02701367.1980.10605212
- Johnson, C. D., Outerleys, J., Tenforde, A. S., & Davis, I. S. (2020). A comparison of attachment methods of skin mounted inertial measurement units on tibial accelerations. *Journal of Biomechanics*, 113, 110118. 10.1016/j.jbiomech.2020.110118
- Jonhagen, S., Nemeth, G., & Eriksson, E. (1994). *Hamstring Injuries in Sprinters*. SAGE Publications. 10.1177/036354659402200218
- Judson, L. J., Churchill, S. M., Barnes, A., Stone, J. A., Brookes, I. G. A., & Wheat, J. (2018). Measurement of bend sprinting kinematics with three-dimensional motion capture: a test-retest reliability study. *Sports Biomechanics*, , 1-17. 10.1080/14763141.2018.1515979
- Judson, L. J., Churchill, S. M., Barnes, A., Stone, J. A., Brookes, I. G. A., & Wheat, J. (2019). *Horizontal force production and multi-segment foot kinematics during the acceleration phase of bend sprinting*. Wiley. 10.1111/sms.13486
- Judson, L. J., Churchill, S. M., Barnes, A., Stone, J. A., & Wheat, J. (2020). Joint moments and power in the acceleration phase of bend sprinting. *Journal of Biomechanics*, 101, 109632. 10.1016/j.jbiomech.2020.109632
- Kazuhiro, I., Takumi, T., & Shinji, S. (2013). Relationship between sprint performance and stride parameters in curved sprinting. Paper presented at the 1-4. <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/5619/5113>
- Khassetarash, A., Hassannejad, R., Enders, H., & Ettefagh, M. M. (2014). Damping and energy dissipation in soft tissue vibrations during running. *Journal of Biomechanics*, 48(2), 204-209. 10.1016/j.jbiomech.2014.11.051
- Kl, Bennell., & Crossley. K. (1996). Musculoskeletal injuries in track and field: incidence, distribution, and risk factors. *Australian Journal of Science and medicine sports*.

- Kujala, U., Sarna, S., & Kaprio, J. (2005). Cumulative Incidence of Achilles Tendon Rupture and Tendinopathy in Male Former Elite Athletes. *Clinical Journal of Sport Medicine*, *15*(3), 133-135. 10.1097/01.jsm.0000165347.55638.23
- Laughton, C. A., Davis, I. M., & Hamill, J. (2003). Effect of Strike Pattern and Orthotic Intervention on Tibial Shock during Running. *Journal of Applied Biomechanics*, *19*(2), 153-168. 10.1123/jab.19.2.153
- Li, S., Yuan, W., Yuan, J., Bai, B., Wing Kwan Ng, D., & Hanzo, L. (2020). Time-Domain vs. Frequency-Domain Equalization for FTN Signaling. *IEEE Transactions on Vehicular Technology*, *69*(8), 9174-9179. 10.1109/TVT.2020.3000074
- Lucas-Cuevas, A. G., Encarnación-Martínez, A., Camacho-García, A., Llana-Belloch, S., & Pérez-Soriano, P. (2017a). The location of the tibial accelerometer does influence impact acceleration parameters during running. *Journal of Sports Sciences*, *35*(17), 1734-1738. 10.1080/02640414.2016.1235792
- Lucas-Cuevas, A.G., Camacho-García, A., Llinares, R., Priego Quesada, J. I., Llana-Belloch, S., & Pérez-Soriano, P. (2017b). Influence of custom-made and prefabricated insoles before and after an intense run. *PLoS One*, *12*(2), e0173179. 10.1371/journal.pone.0173179
- Lundberg Zachrisson, A., Ivarsson, A., Desai, P., Karlsson, J., & Grau, S. (2021). Risk factors for overuse injuries in a cohort of elite Swedish track and field athletes. *BMC Sports Science, Medicine & Rehabilitation*, *13*(1), 1-73. 10.1186/s13102-021-00297-x
- Luo, G., & Stefanyshyn, D. (2012a). Ankle moment generation and maximum effort curved sprinting performance//doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.09.010
- Luo, G., & Stefanyshyn, D. (2012b). Limb force and non-sagittal plane joint moments during maximum-effort curve sprint running in humans. *Journal of Experimental Biology*, *215*(24), 4314-4321. 10.1242/jeb.073833
- Melick, N. v., Meddeler, B. M., Hoogeboom, T. J., Nijhuis-van der Sanden, M. W. G., & Cingel, R. E. v. (2017). How to determine leg dominance: The agreement between self-reported

- and observed performance in healthy adults. *PloS One*, 12(12), e0189876. 10.1371/journal.pone.0189876
- Mercer, J. A., Devita, P., Derrick, T. R., & Bates, B. T. (2003). Individual effects of stride length and frequency on shock attenuation during running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35(2), 307-313. 10.1249/01.MSS.0000048837.81430.E7
- Mercer, J., Vance, J., Hreljac, A., & Hamill, J. (2002a). Relationship between shock attenuation and stride length during running at different velocities. *European Journal of Applied Physiology*, 87(4), 403-408. 10.1007/s00421-002-0646-9
- Milner, C. E., Ferber, R., Pollard, C. D., Hamill, J., & Davis, I. S. (2006). Biomechanical Factors Associated with Tibial Stress Fracture in Female Runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 38(2), 323-328. 10.1249/01.mss.0000183477.75808.92
- Mitschke, C., Kiesewetter, P., & Milani, T. L. (2018). The Effect of the Accelerometer Operating Range on Biomechanical Parameters: Stride Length, Velocity, and Peak Tibial Acceleration during Running. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 18(1), 130. 10.3390/s18010130
- Mizrahi, J., Verbitsky, O., Isakov, E., & Daily, D. (2000). Effect of fatigue on leg kinematics and impact acceleration in long distance running. Elsevier BV. 10.1016/s0167-9457(00)00013-0
- Morin, J., Bourdin, M., Edouard, P., Peyrot, N., Samozino, P., & Lacour, J. (2012). Mechanical determinants of 100-m sprint running performance. *European Journal of Applied Physiology*, 112(11), 3921-3930. 10.1007/s00421-012-2379-8
- Morin, J., Edouard, P., & Samozino, P. (2011). Technical ability of force application as a determinant factor of sprint performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(9), 1680-1688. 10.1249/MSS.0b013e318216ea37
- Nagahara, R., Kanehisa, H., & Fukunaga, T. (2020). Ground reaction force across the transition during sprint acceleration. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 30(3), 450-461. 10.1111/sms.13596

- Nagahara, R., Kanehisa, H., Matsuo, A., & Fukunaga, T. (2021). Are peak ground reaction forces related to better sprint acceleration performance? *Sports Biomechanics*, 20(3), 360-369. 10.1080/14763141.2018.1560494
- Nagahara, R., Mizutani, M., Matsuo, A., Kanehisa, H., & Fukunaga, T. (2018). Association of Sprint Performance with Ground Reaction Forces During Acceleration and Maximal Speed Phases in a Single Sprint. *Journal of Applied Biomechanics*, 34(2), 104-110. 10.1123/jab.2016-0356
- Netzer, P. A. M. (2007). Mid-Anterior Tibial Stress Fracture in a Female Elite Athlete. Springer Science and Business Media LLC. 10.1007/s00068-007-6068-y
- Nevison, S. E., Jun, Y., & Dickey, J. P. (2015). The Gluteus Medius Activation in Female Indoor Track Runners is Asymmetrical, and May be Related to Injury Risk. *Sports and Exercise Medicine - Open Journal*, 1(1), 27-34. 10.17140/SEMOJ-1-105
- NIDE. (2021a). Normas reglamentarias atletismo carreras en pista. <https://www.csd.gob.es/es/csd/instalaciones/politicas-publicas-de-ordenacion/normativa-tecnica-de-instalaciones-deportivas/normas-nide>
- NIDE. (2021b). Atletismo en pista cubierta. <https://www.csd.gob.es/es/csd/instalaciones/politicas-publicas-de-ordenacion/normativa-tecnica-de-instalaciones-deportivas/normas-nide>
- Oakley, T., & Pratt, D. J. (1988). Skeletal transients during heel and toe strike running and the effectiveness of some materials in their attenuation. Elsevier BV. 10.1016/0268-0033(88)90062-9
- Ohnuma, H. P. D., Tachi, M., Kumano, A., & Hirano, Y. (2018). How to Maintain Maximal Straight Path Running Speed on a Curved Path in Sprint Events. *Journal of Human Kinetics*, 62, 23-31. 10.1515/hukin-2017-0175
- Paul, I. L., Munro, M. B., Abernethy, P. J., Simon, S. R., Radin, E. L., & Rose, R. M. (1978). Musculo-skeletal shock absorption: Relative contribution of bone and soft tissues at various frequencies. Elsevier BV. 10.1016/0021-9290(78)90049-0

- Potthast, W., Brüggemann, G., Lundberg, A., & Arndt, A. (2010). The Influences of Impact Interface, Muscle Activity, and Knee Angle on Impact Forces and Tibial and Femoral Accelerations Occurring after External Impacts. *Journal of Applied Biomechanics*, 26(1), 1-9. 10.1123/jab.26.1.1
- Pousson, M., Van Hoecke, J., & Goubel, F. (1990). Changes in elastic characteristics of human muscle induced by eccentric exercise. Elsevier BV. 10.1016/0021-9290(90)90062-8
- Quinn, M. D. (2009). The effect of track geometry on 200- and 400-m sprint running performance. *Journal of Sports Sciences*, 27(1), 19-25. 10.1080/02640410802392707
- R. McNeill, A. (2002). Stability and Manoeuvrability of Terrestrial Vertebrates1. *Integrative and Comparative Biology*, 42(1), 158-164. 10.1093/icb/42.1.158
- Radin, E. L., & Paul, I. L. (1970). Does cartilage compliance reduce skeletal impact loads? the relative force-attenuating properties of articular cartilage, synovial fluid, periarticular soft tissues, and bone. Wiley. 10.1002/art.1780130206
- Raper, Damian P.|Witchalls, Jeremy|Philips, Elissa J.|Knight, Emma|Drew, Michael K.|Waddington, Gordon. (2017). Use of a tibial accelerometer to measure ground reaction force in running: a reliability and validity comparison with force plates. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 21(1), 84-88. 10.1016/j.jsams.2017.06.010
- Reenalda, J., Maartens, E., Buurke, J. H., & Gruber, A. H. (2018). Kinematics and shock attenuation during a prolonged run on the athletic track as measured with inertial magnetic measurement units. *Gait & Posture*, 68, 155-160. 10.1016/j.gaitpost.2018.11.020
- Roane, H. S. (2011). Behavioral Momentum in Sports. *Behavioral Sport Psychology* (pp. 143-155). Springer New York. 10.1007/978-1-4614-0070-7\_9
- Rodríguez López, J. (2003). *Historia del Deporte* (II ed.). INDE.
- Grimston, S. K., Willows, N. D. & Hanley, D. A., (1993). Mechanical loading regime and its relationship to bone mineral density in children. *Sports Exerc*, 11, 1203-10. PMID: 8289606

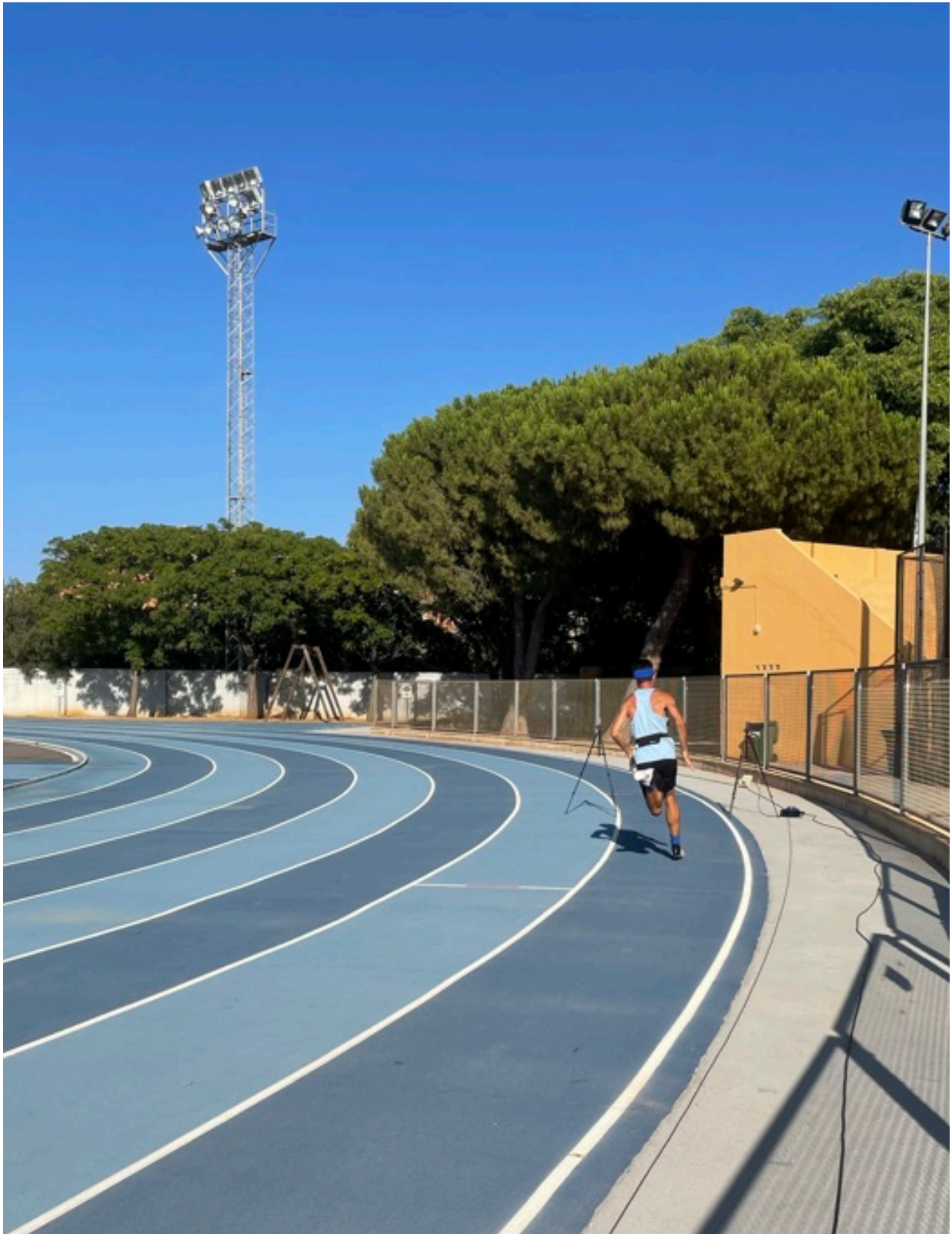


- Schmitt, S., & Günther, M. (2010). Human leg impact: energy dissipation of wobbling masses. *Archive of Applied Mechanics (1991)*, 81(7), 887-897. 10.1007/s00419-010-0458-z
- Serpell, B. G., Ball, N. B., Scarvell, J. M., & Smith, P. N. (2012). A review of models of vertical, leg, and knee stiffness in adults for running, jumping, or hopping tasks. Informa UK Limited. 10.1080/02640414.2012.710755
- Sheerin, K. R., Besier, T. F., & Reid, D. (2018). The influence of running velocity on resultant tibial acceleration in runners. Informa UK Limited. 10.1080/14763141.2018.1546890
- Sheerin, K. R., Besier, T. F., Reid, D., & Hume, P. A. (2017). The one-week and six-month reliability and variability of three-dimensional tibial acceleration in runners. Informa UK Limited. 10.1080/14763141.2017.1371214
- Sheerin, K. R., Reid, D., & Besier, T. F. (2019). The measurement of tibial acceleration in runners—A review of the factors that can affect tibial acceleration during running and evidence-based guidelines for its use. *Gait & Posture*, 67, 12-24. 10.1016/j.gaitpost.2018.09.017
- Shorten, M. R., & Winslow, D. S. (1992). Spectral analysis of impact shock during running. *International Journal of Sport Biomechanics*, 8(4), 288-304. 10.1123/ijsb.8.4.288
- Simon, S. R., Paul, I. L., Mansour, J., Munro, M., Abernethy, P. J., & Radin, E. L. (1981). *Peak dynamic force in human gait*. Elsevier BV. 10.1016/0021-9290(81)90009-9
- Singh, H., & Conroy, D. E. (2017). Systematic review of stress-related injury vulnerability in athletic and occupational contexts. *Psychology of Sport and Exercise*, 33, 37-44. 10.1016/j.psychsport.2017.08.001
- Smeathers, J. E. (1989). Transient Vibrations Caused by Heel Strike. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine*, 203(4), 181-186. 10.1243/PIME\_PROC\_1989\_203\_036\_01

- Smith, G., Lake, M., & Lees, A. (2014). Metatarsophalangeal Joint Function During Sprinting: A Comparison of Barefoot and Sprint Spike Shod Foot Conditions. *Journal of Applied Biomechanics*, 30(2), 206-212. 10.1123/jab.2013-0072
- Smith, N., Dyson, R., Hale, T., & Janaway, L. (2006). Contributions of the inside and outside leg to maintenance of curvilinear motion on a natural turf surface. *Gait & Posture*, 24(4), 453-458. 10.1016/j.gaitpost.2005.11.007
- Sugiura, Y., Saito, T., Sakuraba, K., Sakuma, K., & Suzuki, E. (2008). Strength deficits identified with concentric action of the hip extensors and eccentric action of the hamstrings predispose to hamstring injury in elite sprinters. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 38(8), 457-464. 10.2519/jospt.2008.2575
- Sugiura, Y., Sakuma, K., Sakuraba, K., & Sato, Y. (2017). Prevention of Hamstring Injuries in Collegiate Sprinters. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 5(1), 2325967116681524. 10.1177/2325967116681524
- Tottori, N., Kurihara, T., Otsuka, M., & Isaka, T. (2016). Relationship between lateral differences in the cross-sectional area of the psoas muscle and curve running time. *Journal of Physiological Anthropology*, 35(1), 3. 10.1186/s40101-016-0086-6
- Usherwood, J. R., & Wilson, A. M. (2006). Accounting for elite indoor 200 m sprint results. *Biology Letters*, 2(1), 47-50. 10.1098/rsbl.2005.0399
- Usherwood, J. R., & Wilson, A. M. (2005). Biomechanics No force limit on greyhound sprint speed. *Nature*, 438(7069), 753-754. 10.1038/438753a
- Wakeling, J. M., Liphardt, A., & Nigg, B. M. (2003). Muscle activity reduces soft-tissue resonance at heel-strike during walking. Elsevier BV. 10.1016/s0021-9290(03)00216-1
- Wakeling, J. M., & Nigg, B. M. (2001a). Soft-tissue vibrations in the quadriceps measured with skin mounted transducers. Elsevier BV. 10.1016/s0021-9290(00)00203-7

- Wakeling, J. M., Von Tscharnner, V., Nigg, B. M., & Stergiou, P. (2001b). Muscle activity in the leg is tuned in response to ground reaction forces. *Journal of Applied Physiology*, *91*(3), 1307-1317. 10.1152/jappl.2001.91.3.1307
- Weineck, J. (2005). *Entrenamiento total* (1ra edición ed.). Editorial Paidotribo.
- Whittle, M. W. (1999). Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot: a review. Elsevier BV. 10.1016/s0966-6362(99)00041-7
- Wixted, A. J., Billing, D. C., & James, D. A. (2010). Validation of trunk mounted inertial sensors for analysing running biomechanics under field conditions, using synchronously collected foot contact data. *Sports Engineering*, *12*(4), 207-212. 10.1007/s12283-010-0043-2
- World athletics. (2020). *Reglamento de competición y técnico*. Retrieved from [www.worldathletics.org](http://www.worldathletics.org)
- Wosk, J., & Voloshin, A. (1981). Wave attenuation in skeletons of young healthy persons. *Journal of Biomechanics*, *14*(4), 261,265-263,267. 10.1016/0021-9290(81)90071-3
- Yang, S., & Li, Q. (2012). Inertial Sensor-Based Methods in Walking Speed Estimation: A Systematic Review. *Sensors (Basel, Switzerland)*, *12*(5), 6102-6116. 10.3390/s120506102
- Yeung, S. S., Suen, A. M. Y., & Yeung, E. W. (2009). A prospective cohort study of hamstring injuries in competitive sprinters: preseason muscle imbalance as a possible risk factor. *British Journal of Sports Medicine*, *43*(8), 589-594. 10.1136/bjsm.2008.056283
- Young, W., McLean, B., & Ardagna, J. (1995). Relationship between strength qualities and sprinting performance. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, *35*(1), 13. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7474987>
- Zifchock, R. A., Davis, I., Higginson, J., McCaw, S., & Royer, T. (2008). Side-to-side differences in overuse running injury susceptibility: A retrospective study. *Human Movement Science*, *27*(6), 888-902. 10.1016/j.humov.2008.03.007





*“¿No sabéis que los que corren en el estadio, todos a la verdad corren, pero uno solo se lleva el premio? Corred de tal manera que lo obtengáis” Saulo de Tarso, Siglo I DC, (I Corintios 9:24).*



## 10. ANEXOS

### Anexo I. Aprobación del estudio por el comité de ética.

El comité Ético de Investigación en Humanos de la Comisión de Ética en Investigación Experimental de la Universitat de València,

CERTIFICA:

Que el Comité d'Ètica d'Investigació en Humans, en la reunió celebrada el día , una vez estudiado el proyecto de tesis doctoral: "*Análisis biomecánico de la carrera en curva y línea recta: Efectos del radio, el sexo y el calzado sobre la respuesta biomecánica.*",

Cuyo/a responsable es D/Dña.

ALBERTO ENCARNACION MARTINEZ, dirigida por D/Dña. ALBERTO ENCARNACION MARTINEZ

ha acordado informar favorablemente el mismo.

Y para que conste, se firma el presente certificado

Av. Blasco Ibáñez, 13 tel: 963864109 vicerec.investigacio@uv.es  
València 46010 fax: 963983221 www.uv.es/serinves

Firmado digitalmente por  
PEDRO JESUS PEREZ ZAFRILLA  
Cargo: Presidente del Comité de Ética de la Investigación en Humanos  
Fecha: 08/10/2019 12:13:06 CEST

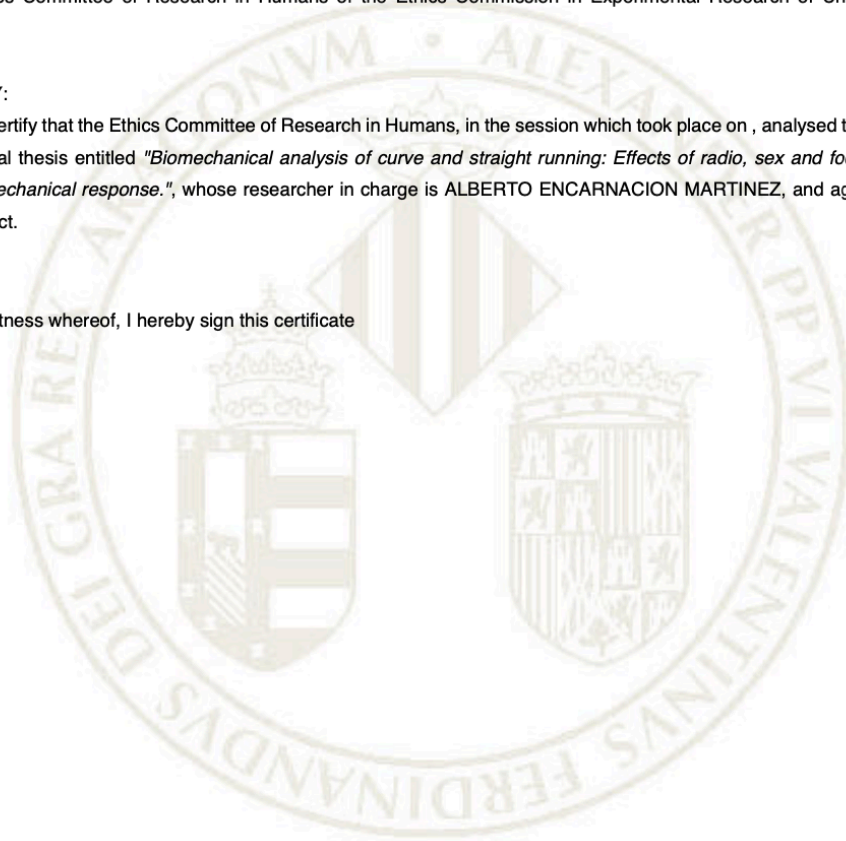


The Ethics Committee of Research in Humans of the Ethics Commission in Experimental Research of University of Valencia,

CERTIFY:

Hereby certify that the Ethics Committee of Research in Humans, in the session which took place on , analysed the project of doctoral thesis entitled "*Biomechanical analysis of curve and straight running: Effects of radio, sex and footwear on the biomechanical response.*", whose researcher in charge is ALBERTO ENCARNACION MARTINEZ, and agreed with this project.

And in witness whereof, I hereby sign this certificate



Av. Blasco Ibáñez, 13 tel: 963864109 vicerec.investigacio@uv.es  
València 46010 fax: 963983221 www.uv.es/serinves



Comité d'Ètica d'Investigació en Humans de la Comissió d'Ètica en Investigació Experimental de la Universitat de València,

CERTIFICA:

Que Comitè d'Ètica d'Investigació en Humans, en la reunió que tingué lloc el dia , una vegada estudiat el projecte de tesi doctoral titulat: "*Anàlisi biomecànic de la carrera en corba i línia recta: efectes del radi, el sexe i el calçat sobre la resposta biomecànica.*",

que té com a responsable

ALBERTO ENCARNACION MARTINEZ, i que va dirigir ALBERTO ENCARNACION MARTINEZ, ha acordat emetre'n un informe favorablement.

I perquè així conste, signa aquest certificat.



Av. Blasco Ibáñez, 13 tel: 963864109 vicerec.investigacio@uv.es  
València 46010 fax: 963983221 www.uv.es/serinves

## Anexo II: Declaración responsable COVID-19.



VNIVERSITAT  
DE VALÈNCIA



### DECLARACIÓN RESPONSABLE COVID-19

#### Datos del participante

Nombre: \_\_\_\_\_

Apellidos: \_\_\_\_\_

DNI: \_\_\_\_\_

#### Manifiesto:

- No haber estado en contacto con personas infectadas en los últimos 14 días, no tener sintomatologías tales como tos, fiebre, alteraciones del sabor ni olfato, ni ser persona perteneciente a los colectivos de riesgo.
- Que he sido adecuadamente informado de las medidas que debo tener en cuenta para reducir los riesgos.
- Que he sido informado y advertido sobre los riesgos que podría sufrir si contraigo la enfermedad COVID-19, así como las consecuencias y posibles secuelas que podría comportar no solo para mi salud, sino también para la de los demás.

#### Y de acuerdo con las manifestaciones anteriores:

- Me comprometo a seguir las directrices de los investigadores del proyecto, de las autoridades sanitarias, que conozco debidamente, así como las recomendaciones indicadas por los anteriormente citados.
- Entiendo el riesgo y la posibilidad de infección por COVID-19, y soy consciente de las medidas que debo adoptar para reducir la probabilidad de contagio: distancia física, mascarilla respiratoria, lavado de manos frecuente y permanecer en casa de manera prioritaria.
- Declaro, haciendo uso de los derechos garantizados por la ley, mi intención de usar las instalaciones en las que se llevará a cabo el proyecto de investigación, asumiendo personal e individualmente todas las consecuencias y responsabilidades.

Valencia, a \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2021

Firmado:

## **Anexo III: Declaración de consentimiento.**

### **INFORMACIÓN**

En el marco de las tesis doctorales que se desarrollan en la facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte de la Universidad de Valencia en el campus Ontiyent. Se efectuará el estudio “Análisis biomecánico de la carrera en curva y línea recta: Efectos del radio, el género y el calzado sobre la respuesta biomecánica”. Se llevará a cabo en la pista de atletismo de la comunidad de Ontiyent, Valencia.

El evento constará de seis carreras en curva y dos en línea recta de 60m a máxima velocidad, con un tiempo de descanso entre cada carrera y serie de 5-8 minutos y 10 minutos respectivamente, la carrera en curva se efectuará en la zona central del radio. La exigencia de las pruebas corresponde a las mismas de los eventos oficiales, siendo de esfuerzo máximo en cada atleta, en este sentido los atletas portarán indumentaria típica para estos eventos, así como las zapatillas con clavos de uso común en pruebas de 200m y 400m.

### **RIESGOS**

La prueba implica una demanda física relativa a:

- Típico de los eventos oficiales de 200m y 400m, por lo que se espera un esfuerzo máximo.

### **CONFIDENCIALIDAD**

Los datos personales que se le solicitan para participar en este proyecto serán tratados siguiendo los principios de confidencialidad de acuerdo con el reglamento (UE) 2016/679 relativo a la protección de las personas físicas en lo que respecta al tratamiento de datos personales y a la libre circulación de estos datos y Real Decreto-Ley 5/2018 de medidas urgentes para la adaptación del Derecho español a la normativa de la Unión Europea en materia de protección de datos. En ninguno de los informes del estudio aparecerá su nombre, y su identidad no será revelada a persona alguna salvo para cumplir los fines del estudio y en el caso de urgencia médica o requerimiento legal. Los datos personales de los voluntarios serán recogidos en el estudio, pero no serán publicados en ningún informe, memoria o artículo. Los datos serán confidenciales y estarán controlados exclusivamente por miembros del equipo de investigación.

### **CONTACTO**

Para cualquier consulta relacionada con el estudio, cambio de cita, etc., pueden llamar al teléfono del laboratorio de Biomecánica en horario de mañana: 962 917 446.

### **PARTICIPACIÓN**

Su participación en este estudio es voluntaria y, por tanto, puede comunicar su deseo de no continuar en cualquier momento.

### **CONSENTIMIENTO**

Después de leer este documento, declaro que las condiciones expuestas son satisfactorias, que me han explicado la prueba con claridad y contestado mis dudas, y declaro mi disposición a participar en este estudio.

En Valencia, a \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2021

El participante:

Fdo:

Nombre y Apellidos \_\_\_\_\_

DNI \_\_\_\_\_

Fdo: El investigador

### Anexo III: Consentimiento para tratar datos personales.

D./Dña. \_\_\_\_\_, mayor de edad, titular del DNI: \_\_\_\_\_, por el presente documento manifiesto los siguientes consentimientos:

#### 1. Datos personales.

Consiento en el tratamiento de mis datos personales, en el marco del proyecto de investigación "Análisis biomecánico de la carrera en curva y línea recta: Efectos del radio, el género y el calzado sobre la respuesta biomecánica". La información objeto de tratamiento será utilizada para el desarrollo de funciones docentes y académicas propias de la Universitat de València como:

- La investigación.
- La creación, desarrollo, transmisión y crítica de la ciencia, de la técnica y de la cultura.
- La difusión, la valorización y la transferencia del conocimiento.

La Universitat de València se compromete a que cualquier divulgación pública de los resultados obtenidos con motivo de la investigación, se realizará anonimizando debidamente los datos utilizados, de modo que los sujetos de la investigación no resultarán identificados o identificables.

#### 2. Publicación.

Los resultados del proyecto de investigación son susceptibles de publicación. En caso de tal utilización, se asegurará que Vd. nunca sea identificado por su nombre apellidos, ni mediante información alguna que le haga identificable.

#### 3. Ejercicio de derechos.

Las autorizaciones concedidas en este documento podrán ser revocadas mediante la presentación del oportuno escrito. La revocación comportará la retirada de la información de los sistemas de la Universitat de València en un plazo prudencial de tiempo en función de la disponibilidad de recursos. Asimismo, podrá notificar esta revocación y/o ejercer los derechos de acceso a la información, su rectificación, supresión, limitación de su tratamiento, así como el derecho a la portabilidad de los datos enviando un escrito, junto con documentación acreditativa de la identidad dirigido a:

Protección de datos (Servei d'Informàtica)  
Avenida Blasco Ibáñez, 13  
46010, Valencia".

#### (Se recomienda que en su solicitud indique Vd. el título del proyecto o trabajo)

"Análisis biomecánico de la carrera en curva y línea recta: Efectos del radio, el género y el calzado sobre la respuesta biomecánica".

Y en prueba de conformidad, firmo el presente documento en el lugar y la fecha indicados en el encabezamiento.

Nombre y apellidos

Firma

## **1. SEGURIDAD EN EL USO DE MEDIOS INFORMÁTICOS.**

1. No se almacenarán recursos que contengan datos personales en medios propios.
2. Se utilizarán las unidades disco.uv.es para el almacenamiento de información.
3. A los efectos de esta normativa, la información se considera confidencial o restringida.

## **2. CONTROLES DE ACCESO FÍSICO Y LÓGICO**

4. La información se almacenará en medios, recursos o áreas sólo accesibles a personas autorizadas.
5. Cada usuario podrá acceder exclusivamente a los recursos y sistemas de información autorizados.
6. Los ordenadores y equipos vinculados al desarrollo del proyecto deberán disponer de un sistema de validación de usuario y contraseña.
7. En caso de ausencia del puesto de trabajo en espacios que no excluyan a terceros, debe procederse al bloqueo del puesto que, en todo caso, deberá producirse automáticamente tras 15 minutos de inactividad. En particular, cuando se trate de ámbitos como una biblioteca, el propio usuario deberá bloquear el acceso al abandonar el puesto.
8. En el diseño del puesto de trabajo, se asegurará que la pantalla no resulte accesible o legible para terceros no autorizados.
9. Se debe proceder a apagar el ordenador al finalizar el periodo de trabajo, así como evitar el uso del mismo por terceras personas.
10. Las contraseñas no deben ser almacenadas en ficheros legibles, macros, equipos informáticos sin control de acceso, o ningún otro lugar donde puedan acceder personas sin autorización.
11. Es recomendable proceder al cambio de contraseñas cuando lo solicite el sistema, o en todo caso a iniciativa propia. Siempre deberá utilizar contraseñas seguras que incorporen ocho o más caracteres, mayúsculas, números o signos y que no deben ser palabras, nombres o conceptos.
12. Nunca facilitar los datos de usuario y contraseña a ningún tercero.
13. El acceso remoto a los sistemas de información de la Universitat de València deberá realizarse a través de la red privada virtual o bien a través de los medios seguros que proporciona la Universitat como <https://disco.uv.es/>. El usuario aplicará al equipo que utilice las normas de seguridad contenidas en este apartado para los equipos ubicados en puestos de la Universitat de València.

## **3. USO, MANTENIMIENTO Y DESTRUCCIÓN DE DISPOSITIVOS O SOPORTES QUE CONTENGAN INFORMACIÓN PROTEGIDA**

14. Cuando ello fuera posible, la información objeto de tratamiento en soporte no automatizado (papel), se almacenará en dispositivos cerrados con llave o en salas o despachos habilitados por la Universitat de València y de acceso exclusivo para las personas autorizadas. Durante su utilización se encontrará siempre bajo la custodia de un usuario autorizado.

15. Como regla general, se recomienda no sacar la documentación del proyecto fuera de los despachos y espacios físicos destinados al mismo. No obstante, habida cuenta de la naturaleza de un proyecto de investigación, se entiende autorizada la salida de documentos fuera de tales instalaciones, correspondiendo al autor o autora del trabajo su custodia.

Los documentos deberán custodiarse en un sistema de almacenamiento seguro provisto de llave o clave que deberá ser custodiado debidamente por su portador. Así mismo, se notificará a los responsables de Protección de Datos de la Universitat de València de dicho uso autorizado a través del correo electrónico [lopd@uv.es](mailto:lopd@uv.es).

16. No se debe dejar abandonada información en impresoras, fax o dispositivos similares, o desatendida en el puesto de trabajo.

17. Cuando la información sea calificada como restringida o confidencial, deberá guardarse en los lugares designados al efecto por el usuario al final de la jornada y, en todo caso, al abandonar el puesto cuando su conformación no permita que esté bajo el control de algún usuario.

18. Antes de abandonar salas comunes o permitir que alguien ajeno entre, se limpiarán adecuadamente las pizarras de las salas de reuniones o despachos que contuvieran información relacionada con el proyecto, cuidando que no quede ningún tipo de información sensible o que pudiera ser reutilizada.

19. La impresión o fotocopia de documentos debe limitarse únicamente a aquellos que sean estrictamente necesarios y, preferiblemente, a doble cara. Los documentos desechados, incluidas fotocopias erróneas, no podrán ser reutilizados cuando contengan datos personales o información confidencial o restringida, debiéndose proceder a su inmediata destrucción.

20. En el caso de reutilización de documentos impresos, el usuario comprobará previamente que éstos no contienen datos de carácter personal, comunicando la incidencia en caso contrario.

21. La destrucción de cualquier tipo de soporte automatizado (CD, DVD, Disco duro, Pendrive, etc.) o manual (papel, cintas de vídeo, audio, etc.), se realizará de forma que los datos que contenían no sean recuperables y, en su caso, a través de los procedimientos establecidos.

22. No podrán donarse soportes informáticos que contengan información protegida a ningún tercero sin que previamente se haya realizado un borrado completo del mismo.

23. Queda prohibido alojar información confidencial o restringida propia de la Universitat de València en servidores externos en la "nube" no ofrecidos por la propia institución, tanto más si se trata de datos personales contenidos en los sistemas de información. Para ello, se hará uso de los espacios de disco corporativos (<http://disco.uv.es>).

24. El usuario es responsable de un uso adecuado de los dispositivos portátiles. Debe mantenerlos bajo su custodia y no permitir su uso a terceros. Si se conecta externamente a la Universitat, debe hacerlo siempre mediante la red privada virtual VPN. Si el dispositivo fuese robado o extraviado, debe notificarse inmediatamente a la Universitat de València, siguiendo el Procedimiento de Gestión de Incidencias.

#### **4. CORREO ELECTRÓNICO Y RED CORPORATIVA**

25. El envío de datos o información a terceros (cesión de datos), por medio del correo electrónico, transferencia FTP o equivalente, deberá estar autorizada, por el responsable para la finalidad exclusiva para la cual sea necesario. Cuando la información sea calificada como confidencial, sólo será admisible mediante un procedimiento que impida accesos no autorizados.

26. No deben abrirse correos electrónicos no solicitados, de remitentes desconocidos o de remitentes conocidos que puedan levantar sospechas. Asimismo, no deben ejecutarse archivos no confiables.

27. El usuario se hace responsable de los accesos a Internet que puedan comprometer la seguridad del equipo.

28. El acceso a información corporativa se realizará a través de la red de datos corporativa. También se realizará mediante la Intranet, cuyo acceso estará limitado a los usuarios que deban usarla mediante autenticación por nombre de usuario y contraseña.

## **5. RECURSOS INFORMÁTICOS**

29. Todo usuario debe mantener actualizados los sistemas operativos, antivirus y cortafuegos (firewalls) de su equipo de trabajo mediante actualizaciones automáticas y, en todo caso, de acuerdo con los procedimientos consultables a través del Centro de Atención al Usuario (CAU).

## **6. INCIDENCIAS DE SEGURIDAD**

30. El usuario debe comunicar cualquier Incidencia de Seguridad que a su juicio ponga en peligro información protegida mediante notificación a lopd@uv.es.

## **7. PUBLICACIÓN.**

31. La publicación de contenidos relacionados con el proyecto se limitará a los documentos o informaciones de carácter público o, en todo caso, a aquellos para los que se haya obtenido la debida autorización.

32. La información publicada debe garantizar los principios de proporcionalidad, autenticidad e integridad. En todo caso, no se publicará información que pueda lesionar la dignidad de las personas y, en particular, de menores de edad que en ningún caso podrán ser identificados o identificables.

## **8. AUTORIZACIONES.**

33. La recogida de información personal o corporativa, así como la captación de imágenes y sonidos, sólo será posible cuando se haya obtenido previamente la debida autorización.

34. En caso de menores o personas con incapacidad legal, esta autorización corresponderá al padre, madre, representante o tutor legal, en su caso, previa información a los responsables del centro educativo o equivalente.

Y, a tal efecto lo firma en Valencia a \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2021

El/La autor/a del trabajo. Elí Obed paz

El/La director/a. Pedro Pérez Soriano

El/La directora/a. Alberto Encarnación Martínez

<b>NIF</b>	<b>APELLIDOS, NOMBRE</b>	<b>FIRMA</b>
		Director/a

**Anexo IV:** Imagen para captación de atletas.

**SE NECESITAN:**

**VOLUNTARIOS PARA PROYECTO DE INVESTIGACIÓN**

Se pretende analizar diferentes variables que afectan al rendimiento durante la carrera en curva.

Los participantes realizarán diferentes series de carrera en curva y en línea recta de 60m.

Lugar: Estadi del Turia Tram III, Valencia.

PARA PARTICIPAR ESCANEA ESTE CODIGO QR EN TU MOVIL



**ATLETAS HOMBRES Y MUJERES ESPECIALISTAS EN 200 O 400M LISOS**

CONTACTO ELÍ: EPAZPAZ@ALUMNI.UV.ES

UNIVERSITAT DE VALÈNCIA Campus d'Ontinyent

UNIVERSITAT DE VALÈNCIA Facultat de Ciències de la Activitat Física i l'Esport

