



## Protocolo de Recolección de Datos Biomecánicos para el Diseño Optimizado de Entresuelas Deportivas

Sergio Fuentes del Toro<sup>1</sup>, Josué Aranda-Ruiz<sup>2</sup>, Sergio Lurueña González<sup>1</sup>, Lucía García de la Cruz<sup>3</sup>, Carlos Pérez-García<sup>2</sup>, David Pedroche<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Departamento Ingeniería Mecánica, Universidad Carlos III de Madrid, [sfuentes@ing.uc3m.es](mailto:sfuentes@ing.uc3m.es), [100472610@alumnos.uc3m.es](mailto:100472610@alumnos.uc3m.es)

<sup>2</sup> Departamento Mecánica de Medios Continuos y Teoría de Estructuras, Universidad Carlos III de Madrid, [jaranda@ing.uc3m.es](mailto:jaranda@ing.uc3m.es), [carperrez@ing.uc3m.es](mailto:carperrez@ing.uc3m.es), [dapedroc@ing.uc3m.es](mailto:dapedroc@ing.uc3m.es)

<sup>3</sup> Departamento Ciencia e Ingeniería de Materiales e Ingeniería Química, Universidad Carlos III de Madrid, [lgcruz@ing.uc3m.es](mailto:lgcruz@ing.uc3m.es)

---

*La alta incidencia de lesiones en corredores y la necesidad de mejorar el rendimiento deportivo subrayan la importancia de desarrollar calzado que se adapte a las demandas biomecánicas de la carrera. Este proyecto aborda dicha problemática mediante el diseño de entresuelas de calzado deportivo basadas en principios biomecánicos, buscando optimizar la pisada, mejorar la estabilidad y reducir el riesgo de lesiones. El objetivo principal es comprender la interacción entre el calzado y el cuerpo humano durante la carrera para diseñar soluciones personalizadas que maximicen la eficiencia y minimicen los impactos adversos.*

*El protocolo contempla la participación de corredores habituales, reclutados mediante campañas informativas en clubes deportivos y redes locales. Los participantes son evaluados en dos sesiones experimentales realizadas en días diferentes: la primera con calzado deportivo comercial y la segunda con el mismo modelo ajustado a partir de principios biomecánicos previamente analizados. Durante ambas sesiones, los corredores realizan pruebas en una cinta rodante a velocidades entre 2 y 10 km/h, lo que permite controlar las condiciones experimentales.*

*Para registrar el comportamiento biomecánico, se emplean sistemas de captura de movimiento mediante cámaras de alta velocidad, que analizan los patrones cinemáticos de las extremidades inferiores. La actividad muscular se monitoriza con sensores de electromiografía superficial (sEMG) colocados estratégicamente en músculos clave, evaluando la activación muscular asociada a diferentes fases del movimiento. Además, se utiliza un sistema de correlación digital de imágenes (DIC) para medir las deformaciones dinámicas de las entresuelas bajo carga.*

*Previo a la implementación con los voluntarios, el protocolo fue validado mediante pruebas piloto que verificaron la precisión y fiabilidad de los equipos experimentales. La combinación de estas técnicas avanzadas permite caracterizar con detalle la interacción entre el cuerpo y el calzado, sentando las bases para la creación de modelos predictivos que optimicen el diseño de entresuelas adaptadas a las necesidades individuales de cada corredor. Este enfoque integral promete mejorar el rendimiento deportivo y prevenir lesiones, impactando positivamente en la salud de los deportistas y fomentando estilos de vida activos.*

*Este trabajo ha sido financiado por la Comunidad de Madrid a través del convenio-subsidiación para el fomento y la promoción de la investigación y la transferencia de tecnología en la Universidad Carlos III de Madrid (PRODEM-CM-UC3M).*

---

## 1. Introducción

El running se ha convertido en uno de los deportes más populares a nivel no profesional en los últimos años. Sin embargo, este aumento en la práctica deportiva ha traído consigo un incremento en la incidencia de lesiones, especialmente en las extremidades inferiores [1]. Estudios recientes revelan que más del 50% de los corredores sufrirán alguna lesión a lo largo de su carrera, con una frecuencia de entre 2,5 y 12,1 lesiones por cada 1000 horas de carrera, superando a deportes como el fútbol [2].

El tipo de lesiones varía según el nivel de entrenamiento del corredor. En corredores con menos de 20 km semanales, las lesiones se centran en el sistema musculoesquelético de la parte inferior del torso [2]. Ante esta situación, muchos corredores optan por reducir o abandonar el entrenamiento, lo que plantea la necesidad de buscar soluciones alternativas que permitan prevenir y tratar las lesiones sin necesidad de interrumpir la práctica deportiva.

Una de las posibles soluciones radica en la adaptación de la geometría de la entresuela del calzado. Diversos estudios sugieren que una correcta distribución de la presión plantar es fundamental para prevenir lesiones y mejorar la eficiencia de la zancada. Se ha demostrado que el apoyo del pie con la primera mitad, especialmente en la zona del metatarso, reduce el riesgo de lesiones causadas por picos de impacto o tensión [3]. Asimismo, la medición de la fuerza plantar se ha revelado como un factor clave en la prevención y monitorización de lesiones, siendo el talón la zona más susceptible a sufrir lesiones por impacto durante la carrera [4].

En este contexto, el diseño de plantillas insertables en el calzado se presenta como una estrategia prometedora. Estas plantillas podrían optimizar la capacidad de absorción de energía y amortiguación en diferentes zonas del pie, así como uniformizar la presión ejercida durante la zancada [5]. Para ello, se propone el uso de metamateriales mecánicos, que ofrecen la posibilidad de diseñar estructuras con propiedades mecánicas personalizables, como la rigidez programable [8], el coeficiente de Poisson negativo [6] o la multiestabilidad [7]. En particular, se explorarán configuraciones basadas en la celda unitaria de Miura-Ori y en el patrón de Ron Resch [8], [9], que han demostrado su potencial en el diseño de sistemas de disipación de energía [9].

En esta investigación, se presenta el protocolo de ensayos diseñado para evaluar el impacto de diferentes geometrías de plantillas en la biomecánica de carrera. Este protocolo se centra en la adquisición de señales de electromiografía (EMG), el análisis del movimiento de la parte inferior del cuerpo y la captura de alta velocidad de la deformación de las suelas. La combinación de estas técnicas permitirá comprender en detalle la interacción entre el calzado y el cuerpo humano durante la carrera, sentando las bases para el desarrollo de modelos predictivos que optimicen el diseño de entresuelas adaptadas a las necesidades individuales de cada corredor.

Además, se aprovechará la integración de datos de EMG y cinta de correr para obtener una comprensión más completa de la biomecánica de los corredores. Esta combinación permite analizar la activación muscular en relación con los datos cinemáticos y cinéticos, lo que proporciona información valiosa sobre cómo los músculos contribuyen al movimiento y cómo las diferentes condiciones de carrera afectan la biomecánica [1], [3], [5].

Con este enfoque integral, se espera que esta investigación contribuya a mejorar el rendimiento deportivo y a prevenir lesiones en corredores, promoviendo así estilos de vida activos y saludables.

## 2. Metodología

### 2.1. Participantes

- **Criterios de inclusión**

La selección de los participantes para este estudio se basará en criterios de inclusión específicos que garanticen la homogeneidad de la muestra y la validez de los resultados. Se incluirán corredores habituales con edades comprendidas entre los 18 y 50 años, que practiquen running de forma regular, con una frecuencia de entrenamiento de entre 1 y 6 sesiones semanales. Este rango de edad se considera relevante ya que abarca un amplio espectro de corredores adultos, desde aquellos que se inician en el running hasta corredores más experimentados.

Además, los participantes deberán tener una experiencia mínima de un año corriendo en diversas modalidades, como millas urbanas, carreras de 5 o 10 kilómetros, media maraton y/o maratones. Esta experiencia permitirá asegurar que los corredores estén familiarizados con las demandas biomecánicas de la carrera y que puedan realizar las pruebas en cinta rodante de manera segura y eficiente.

Es fundamental que los participantes no presenten lesiones musculoesqueléticas, problemas articulares, condiciones crónicas médicas como diabetes o cirugías recientes que puedan afectar su rendimiento o aumentar el riesgo de lesiones durante el ensayo. Se realizará una evaluación exhaustiva del historial médico de cada participante para descartar cualquier condición preexistente que pueda interferir con el estudio.

El consumo de alcohol es otro factor que se tendrá en cuenta. Se establecerán límites máximos de consumo de alcohol para garantizar que este factor no influya en los resultados del estudio. Los límites serán de 20 g/día<sup>1</sup> para hombres y 10 g/día<sup>2</sup> para mujeres, siguiendo las recomendaciones de consumo moderado de alcohol.

- **Reclutamiento**

El reclutamiento de los participantes se ha llevado a cabo o a través de diversas estrategias de difusión. Se utilizaron medios digitales como el correo electrónico y las redes sociales para llegar a un público amplio y diverso de corredores. También se realizarán publicaciones impresas, como flyers y carteles, que se distribuyeron en lugares estratégicos como clubes deportivos, gimnasios y tiendas especializadas en running.

En el caso de que algún corredor esté interesado en participar, se le proporcionará información detallada de forma oral y escrita sobre los objetivos del estudio, los riesgos potenciales y los beneficios que podría obtener al participar. Se explicará en qué consistirán las pruebas, la duración de las sesiones y el tipo de datos que se recogerán.

- **Tamaño de la muestra**

El objetivo principal de este estudio es comparar el desempeño biomecánico de corredores al utilizar calzado comercial frente a calzado personalizado, empleando un diseño de medidas repetidas. Este diseño, donde cada participante actúa como su propio control al ser evaluado en ambas condiciones de calzado, reduce significativamente la variabilidad individual y permite detectar diferencias sutiles con un tamaño de muestra menor en comparación con diseños entre grupos. Para determinar el tamaño de muestra adecuado, se realizó un cálculo de potencia estadística específica para análisis de varianza (ANOVA) en medidas repetidas. Se consideró un nivel de confianza ( $\alpha$ ) del 95% ( $Z = 1.96$ ), un poder estadístico ( $1-\beta$ ) del 90% y un tamaño del efecto ( $f$ ) moderado de 0.5.

El cálculo reveló que se requerían 45 participantes por género, lo que suma un total de 90 participantes, garantizando un equilibrio entre hombres y mujeres. Esta distribución equitativa por género es fundamental para evitar sesgos y asegura que los resultados sean generalizables a ambos sexos.

El diseño de medidas repetidas, al comparar las dos condiciones dentro de cada participante, maximiza la eficiencia del estudio y reduce la variabilidad no sistemática, lo que permite detectar efectos significativos con mayor precisión. La inclusión de dos visitas para cada participante, una con calzado comercial y otra con calzado personalizado, asegura un control riguroso sobre las condiciones experimentales y minimiza la influencia de factores externos.

Para prever posibles abandonos o datos incompletos, se reclutaron 100 participantes, lo que representa un margen adicional de aproximadamente el 10% sobre el tamaño de muestra calculado. Este margen permitió asegurar que se cuente con una muestra suficiente para realizar el análisis estadístico con la potencia deseada, incluso en caso de pérdida de participantes durante el estudio.

- **Consideraciones éticas**

Este estudio se llevará a cabo con rigurosos principios éticos, habiendo sido aprobado por el Comité de Ética de la Universidad Carlos III de Madrid.

Antes de comenzar la participación, cada corredor recibirá un ID único para pseudonimizar toda la información que se recolecte. Esto garantizará la confidencialidad y el anonimato de los datos de los participantes, protegiendo su privacidad. Se obtendrá el consentimiento informado por escrito de todos los participantes. Se les explicará detalladamente los objetivos del estudio, los procedimientos que se llevarán a cabo, los posibles riesgos y beneficios, y su derecho a abandonar el estudio en cualquier momento sin penalización.

El estudio ha sido aprobado por el comité de ética de la Universidad Carlos III de Madrid, que ha revisado el protocolo y ha verificado que se cumplen todas las normas éticas y de investigación.

La investigación se realizará de acuerdo con la Declaración de Helsinki, que establece los principios éticos para la investigación con seres humanos [10].

- **Preparación previa al estudio**

Unos días antes de la participación, los voluntarios recibirán información escrita sobre el consentimiento informado y una serie de recomendaciones para prepararse para el estudio:

---

<sup>1</sup> 20 g son equivalentes a: 2 chupitos (60 ml), 1 copa de vino (250 ml) o 1 jarra de cerveza (500 ml)

<sup>2</sup> 10 g son equivalentes a: 1 chupitos (30 ml), 1 copa de vino (125 ml) o 1 jarra de cerveza (250 ml)

## Protocolo para diseño optimizado de entresuelas deportivas

1. **Ejercicio físico:** Se recomienda no realizar ejercicio físico intenso 12 horas antes de la toma de medidas, con el fin de evitar la fatiga muscular y asegurar que los resultados reflejen el rendimiento normal de los corredores.
2. **Cafeína:** Se pide a los participantes que no ingieran cafeína 6 horas antes del ensayo, ya que esta sustancia puede tener efectos estimulantes en el sistema nervioso y alterar los resultados de las pruebas.
3. **Comida:** Se aconseja no ingerir comidas pesadas 1 hora antes del ensayo, para evitar molestias gastrointestinales durante la carrera en cinta rodante.
4. **Hidratación:** Se enfatiza la importancia de mantener una hidratación suficiente antes de la toma de medidas, ya que la deshidratación puede afectar negativamente el rendimiento y aumentar el riesgo de lesiones.
5. **Alcohol:** Se indica a los participantes que no ingieran alcohol 24 horas antes de la toma de medidas, ya que el alcohol puede tener efectos negativos en la coordinación, el equilibrio y la capacidad de recuperación muscular.
6. **Ropa:** Se recomienda a los corredores que acudan con ropa ligera y cómoda, como pantalón corto y camiseta holgada, que les permita moverse libremente durante las pruebas.

Además de estas recomendaciones, se les hizo llegar un test PAR-Q para evaluar su estado de salud y descartar cualquier condición que pueda contraindicar su participación en el estudio.

### 3. Diseño experimental

El estudio se basa en un diseño comparativo intrasujeto (within-subjects) en el que cada participante es evaluado en dos condiciones diferentes: utilizando calzado deportivo comercial (condición control) y utilizando el mismo modelo de calzado ajustado con plantillas biomecánicas personalizadas (condición experimental). Este diseño permite reducir la variabilidad individual al comparar directamente el rendimiento de cada corredor en ambas condiciones, lo que aumenta la potencia estadística del estudio y facilita la detección de diferencias significativas.

Cada participante asistirá a dos sesiones experimentales en días diferentes. En la primera sesión, se realizará una evaluación exhaustiva del corredor utilizando el calzado deportivo comercial que utiliza habitualmente. Esta sesión servirá como línea de base para comparar los efectos del calzado personalizado. En la segunda sesión, se repetirá el mismo protocolo de evaluación, pero esta vez el corredor utilizará el mismo modelo de calzado ajustado con plantillas biomecánicas diseñadas específicamente para él.

Todas las pruebas se llevarán a cabo en una cinta de correr para controlar las condiciones experimentales y asegurar la reproducibilidad de los resultados. Se utilizarán diferentes velocidades de carrera que oscilarán entre 6 y 10 km/h, con incrementos de velocidad de 1 km/h cada 3 minutos. Este rango de velocidades permitirá evaluar el rendimiento biomecánico de los corredores en diferentes intensidades de ejercicio.

Tanto en la primera sesión como en la segunda, el protocolo de evaluación de los voluntarios será el mismo y contará con los siguientes pasos:

#### 3.1. Medición antropométrica:

Se midieron y registraron los siguientes datos antropométricos básicos de cada participante:

1. **Peso.**
2. **Talla de calzado.**
3. **Estatura:** Distancia vertical desde el punto más alto de la cabeza hasta el suelo.
4. **Contorno de la cintura:** Situada en el punto medio entre el borde inferior de la caja torácica y la cresta iliaca.
5. **Contorno caderas:** Perímetro de la sección situada en el punto trasero más prominente de las nalgas.
6. **Contorno cadera inferior:** Perímetro de la sección situada en la zona más ancha de la vista frontal limitada entre la cadera (contorno caderas) y la mitad del muslo.
7. **Contorno de muslo:** Perímetro máximo del muslo.
8. **Contorno de rodilla:** Perímetro de la rodilla pasando por el centro de la rótula.
9. **Contorno de tobillo:** Perímetro del tobillo pasando por el maléolo interno.
10. **Longitud interna de la pierna:** Longitud desde la entepierna hasta la planta del pie (lateral interno).

11. **Longitud externa pierna:** Longitud desde la cintura hasta la planta del pie (lateral externo).
12. **Longitud externa pierna hasta el tobillo:** Longitud desde la cintura hasta el tobillo (lateral externo).
13. **Distancia cintura-rodilla:** Distancia vertical entre la cintura y la rodilla.

Toda esta información es relevante para caracterizar a la muestra y para el diseño de las plantillas personalizadas.

### 3.2. Instrumentación del voluntario

Se colocarán sensores de electromiografía de superficie (sEMG) en músculos clave de las extremidades inferiores para registrar la actividad muscular durante la carrera. También se utilizarán unidades de medición inercial (IMU) para capturar datos de movimiento y se colocarán marcadores reflectantes en puntos anatómicos específicos para el análisis cinemático.

- **Sensores EMG.**

Para un estudio completo de la biomecánica de la carrera de un corredor, se han seleccionado un total de seis músculos por pierna (Figura 1):

1. **Tensor Fascial Lata (TFL):** La fascia lata, crucial en la biomecánica de la carrera, proporciona soporte mecánico y mejora la función muscular, contribuyendo a la eficiencia energética al asistir en la extensión de la pierna y almacenar energía elástica [11]. Además, potencia la capacidad de generación de fuerza del cuádriceps, especialmente el vasto lateral, al crear presión dentro del compartimento extensor del muslo [12]. Junto con la banda iliotibial, estabiliza el compartimento lateral del muslo, esencial para el equilibrio y la coordinación durante la carrera. Medir la fascia lata permite comprender su interacción dinámica con los músculos y su influencia en el rendimiento de carrera [13].
2. **Recto Femoral (RF):** El recto femoral (RF), un músculo biarticular, es fundamental para la carrera al contribuir tanto a la flexión de la cadera como a la extensión de la rodilla, movimientos esenciales para una locomoción efectiva [14]. Su actividad está estrechamente relacionada con la velocidad de carrera y la coordinación entre las piernas, influyendo en el rendimiento general [15]. El RF, junto con el bíceps femoral, muestra una actividad muscular coordinada vital para controlar la velocidad de carrera y la frecuencia de zancada, optimizando la eficiencia del movimiento a medida que aumenta la velocidad [15]. Además, su fuerza y coordinación impactan significativamente en el sprint y el salto, estando sus variaciones de actividad correlacionadas con cambios en la velocidad y eficiencia de carrera [14].
3. **Tibial Anterior (TA):** El tibial anterior (TA), principal dorsiflexor del tobillo [16], es fundamental para la carrera al facilitar este movimiento y estabilizar la articulación, previniendo movimientos compensatorios que podrían causar lesiones [17]. Además, absorbe energía durante el contacto del pie, protegiendo las fibras musculares y mejorando la eficiencia de carrera al retornar energía durante el ciclo de zancada [18]. Su correcto funcionamiento es esencial para una mecánica de carrera eficiente y la prevención de lesiones, como el síndrome compartimental por sobreuso [19]. A pesar de su importancia, algunos individuos pueden adaptarse a su ausencia, demostrando la existencia de mecanismos compensatorios [16].
4. **Bíceps Femoral (BF):** El bíceps femoral, esencial en la carrera, especialmente durante las fases de apoyo inicial y balanceo final, genera fuerza y mantiene la estabilidad [20]. Su activación aumenta con la velocidad de carrera, con amplitudes de EMG significativamente mayores a velocidades máximas [21]. Lesiones por sobrecarga ocurren frecuentemente durante la fase de balanceo final, donde el bíceps femoral está más activo, por lo que fortalecerlo mediante ejercicios excéntricos puede reducir el riesgo de lesiones [22]. La biomecánica del tendón también influye en el almacenamiento de energía y reduce el estiramiento muscular máximo, protegiendo contra lesiones durante la carrera [23].
5. **Gastrocnemio Lateral (GL) y Gastrocnemio Medial (GM):** El gastrocnemio, compuesto por sus porciones medial (GM) y lateral (GL), es fundamental para la carrera al contribuir a la potencia mecánica y transferencia de energía en el tobillo [24]. Su naturaleza biarticular facilita el intercambio energético entre rodilla y tobillo, optimizando el rendimiento a diferentes velocidades [25]. Durante el contacto con el antepié, ambos GM y GL muestran mayor activación, mejorando la absorción de impacto y la estabilidad [26]. El GM, en particular, contribuye más a la recuperación de energía elástica, especialmente a velocidades elevadas [27].

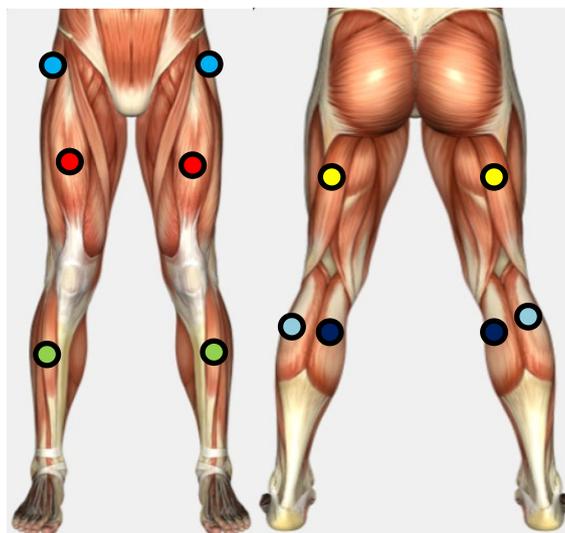


Figura 1. Posición de los sensores EMG para la medición de la actividad muscular durante los ensayos. ● Fascia Lata (FL), ● Recto Femoral (RF), ● Tibial Anterior (TA), ● Biceps Femoral (BF), ● Gastrocnemio Lateral (GL), ● Gastrocnemio Media (GM).

### 3.3. Sensores IMU

Las Unidades de Medición Inercial (IMU) se utilizan en este estudio para obtener información precisa y detallada sobre los patrones de marcha de los corredores. Estos sensores, que miden la aceleración y la velocidad angular en tres ejes, permiten capturar datos dinámicos del movimiento corporal de forma no intrusiva [28], [29], [30].

En concreto, se coloca un sensor IMU en la vértebra L5, ya que esta ubicación es estratégica para registrar los movimientos del tronco, que están directamente relacionados con el desplazamiento del centro de gravedad durante la carrera [28], [29], [30]. La información obtenida del IMU en L5 se utilizará para extraer características en el dominio del tiempo, como aceleración y velocidad angular, que posteriormente se emplearán para clasificar a los corredores según sus patrones de marcha.

La principal ventaja de utilizar IMUs en la L5 es su naturaleza no intrusiva. Estos sensores son pequeños y ligeros, lo que permite a los corredores moverse libremente durante las pruebas sin restricciones ni molestias. Además, la información capturada por los IMUs permite realizar análisis precisos y comparables de los patrones de marcha.

Es importante destacar que la información proporcionada por los IMUs se complementará con otros datos biomecánicos, como la actividad muscular registrada mediante electromiografía (EMG) y la cinemática de las extremidades inferiores capturada con cámaras de alta velocidad. La combinación de estas técnicas permitirá obtener una comprensión integral de la biomecánica de carrera de los participantes y evaluar el impacto del calzado en su rendimiento y riesgo de lesiones.

### 3.4. Marcadores reflectantes

Con la intención de registrar el movimiento y calcular posteriormente los ángulos de rodilla y tobillo, se posicionarán marcadores reflectantes en puntos anatómicos específicos de la pierna derecha del corredor. Estos marcadores permitirán capturar datos cinemáticos precisos durante la carrera en la cinta rodante.

Los marcadores se colocarán en las siguientes ubicaciones (Figura 2):

1. **Cresta ilíaca:** Se colocarán marcadores en la cresta ilíaca para registrar los movimientos de la pelvis.
2. **Trocánter mayor:** Se colocarán marcadores en el trocánter mayor del fémur para capturar la rotación y flexión/extensión de esta zona.
3. **Epicóndilo lateral del fémur:** Se colocarán marcadores en el epicóndilo lateral del fémur para determinar el ángulo de flexión/extensión de la rodilla.
4. **Maléolo lateral:** Se colocarán marcadores en el maléolo lateral del tobillo para determinar el ángulo de flexión/extensión del tobillo.
5. **Quinto metatarso:** Se colocarán marcadores en la cabeza del quinto metatarso para analizar los movimientos del pie durante la carrera.

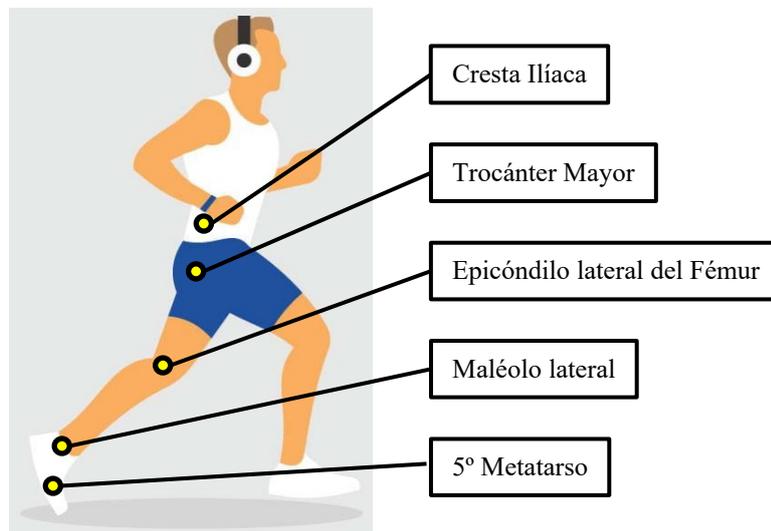


Figura 2. Posición de los marcadores para captura de movimiento del plano sagital.

La información obtenida de los marcadores se utilizará para crear un modelo biomecánico del corredor y calcular variables cinemáticas relevantes, como ángulos articulares, velocidades y aceleraciones. Estos datos se combinarán con la información de los sensores EMG e IMU para obtener una comprensión integral de la biomecánica de carrera de los participantes.

## 4. Pruebas con los voluntarios

### 4.1. Medición de la posición neutra del voluntario (PN) y la posición de equilibrio muscular (PEM).

Antes de iniciar la prueba, se registrarán tanto la posición neutral como la posición de equilibrio de los participantes. La posición neutral se define como aquella en la que el cuerpo se encuentra en una postura relajada y sin tensiones, con los pies a la anchura de los hombros y los brazos a los lados del cuerpo. La posición de equilibrio muscular, por su parte, se refiere a un estado en el que los músculos agonistas y antagonistas que rodean una articulación ejercen fuerzas balanceadas, permitiendo mantener la articulación en una posición estable y eficiente.

Para registrar estas posiciones, el participante deberá permanecer de pie durante unos segundos, con los pies a la anchura de los hombros y manteniendo la mirada al frente con los ojos abiertos (posición neutral) o cerrados (posición de equilibrio). Durante este tiempo, se registrará el plano sagital con la cámara de video y la señal muscular con los sensores sEMG.

El protocolo de la prueba estática consistirá en:

1. Colocar los pies a la anchura de los hombros y los brazos a los lados del cuerpo.
2. Mantener la mirada al frente con los ojos abiertos durante 20 segundos (posición neutral).
3. Mantener la mirada al frente con los ojos cerrados durante 20 segundos (posición de equilibrio).
4. Repetir los puntos 1, 2 y 3 tres veces para asegurar la consistencia de los datos.

La información obtenida de esta prueba permitirá analizar la desviación postural de los corredores, su eficiencia de movimiento y su tipo de pisada. Estos datos serán fundamentales para el diseño de plantillas personalizadas que optimicen la distribución de presiones plantares y mejoren el rendimiento biomecánico de cada corredor

### 4.2. Calentamiento

Se realizará un calentamiento estandarizado de 10 minutos en la cinta de correr para preparar a los músculos y articulaciones para la prueba dinámica. El calentamiento consistirá en carrera suave y ejercicios de movilidad articular.

Antes de proceder con la prueba dinámica, cada uno de los voluntarios realizará un calentamiento completo. A continuación, comenzará el periodo de familiarización con la cinta de correr. Para ello el corredor se situará sobre la cinta de correr y correrá durante el tiempo que necesite para familiarizarse con la cinta de correr a aquella velocidad a la que se sienta cómodo. Se estimará una velocidad inicial de 5 km/h y que el mismo vaya ajustando a sus necesidades.

### 4.3. Prueba dinámica de carrera

Después de completar el calentamiento, los participantes se someterán a una prueba dinámica de carrera en la cinta rodante. Esta prueba se realizará siguiendo un perfil de velocidad progresivo que permitirá evaluar la biomecánica de carrera de cada participante a diferentes intensidades de ejercicio.

El protocolo de la prueba dinámica será el siguiente:

1. **Carrera inicial:** El corredor comenzará corriendo a una velocidad de 6 km/h durante 3 minutos.
2. **Incrementos de velocidad:** Cada 3 minutos, la velocidad de la cinta rodante se incrementará en 1 km/h hasta alcanzar una velocidad máxima de 12 km/h (Figura 3).
3. **Duración total:** La prueba dinámica tendrá una duración total de 21 minutos, distribuidos en 7 etapas de 3 minutos cada una, con incrementos progresivos de velocidad.

Durante la prueba dinámica, se registrarán simultáneamente datos de sEMG, IMU y video de alta velocidad para analizar la biomecánica de carrera de cada participante en ambas condiciones de calzado (comercial y personalizado). Estos datos permitirán evaluar diferentes aspectos de la biomecánica de carrera, como la activación muscular, la cinemática de las extremidades inferiores, la fuerza de reacción del suelo y la distribución de presiones plantares.

Al finalizar la prueba dinámica, se realizará un descanso activo de 5 minutos a una velocidad de 5 km/h y una inclinación de 0 grados. Este descanso permitirá a los corredores recuperarse antes de continuar con otras pruebas o actividades.

Es importante destacar que este protocolo de prueba dinámica se aplicará tanto en la sesión con calzado comercial como en la sesión con calzado personalizado. De esta manera, se podrán comparar los resultados obtenidos en ambas condiciones y determinar si existen diferencias significativas en el rendimiento biomecánico de los corredores.

La información obtenida de esta prueba dinámica será fundamental para comprender cómo el calzado influye en la biomecánica de carrera de los corredores y cómo las plantillas personalizadas pueden mejorar su rendimiento y reducir el riesgo de lesiones.

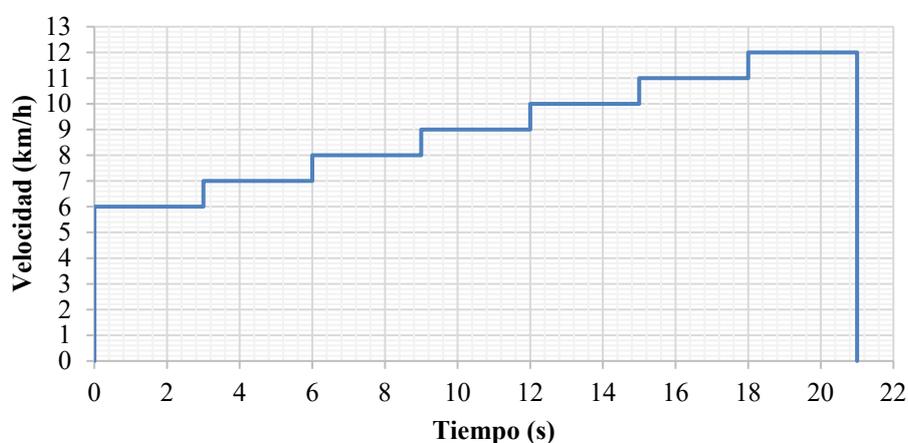


Figura 3. Perfil de velocidades a lo largo de la prueba dinámica.

## 5. Resultados

Sin haber concluido los ensayos programados con los diferentes voluntarios, a continuación, se van a presentar algunos resultados que indiquen la evolución en el comportamiento biomecánico a lo largo de las diferentes velocidades.

### 5.1. Señal muscular sEMG

A continuación, se muestra la comparativa (Figura 4) de tres músculos diferentes: Recto Femoral, Bíceps Femoral y Tibial Anterior del lado izquierdo en fase mientras el voluntario corre a una velocidad de 7 km/h y a una velocidad de 12 km/h.

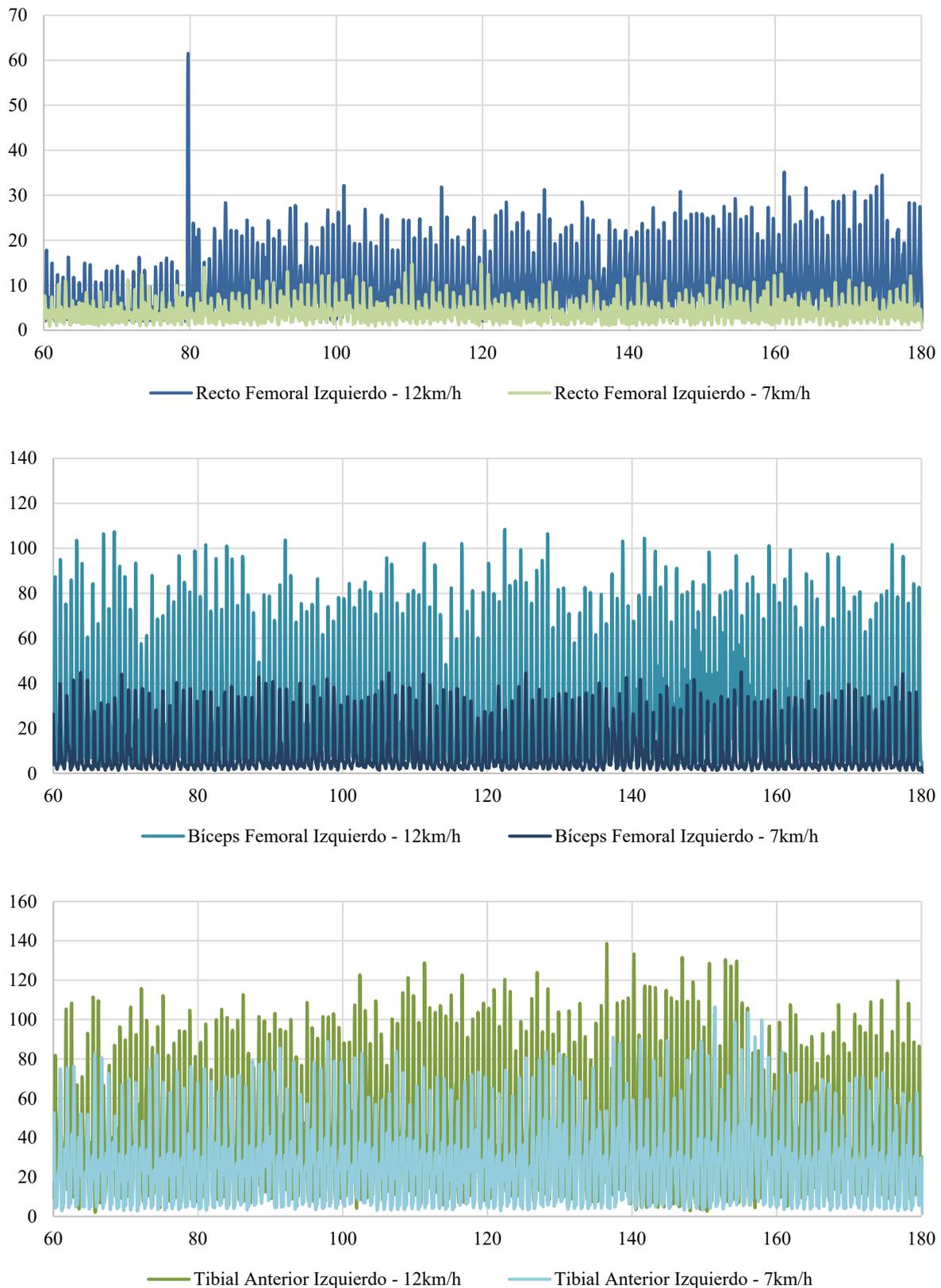


Figura 4. Comparativas señales musculares EMG del Recto Femoral, Biceps Femoral y Tibial Anterior izquierdos a la velocidad de 7 km/h y de 12 km/h.

## 5.2. Cinemática del movimiento

A continuación, se puede ver un ejemplo de algunos de los resultados obtenidos empleando los marcadores de posición, donde se aprecia la diferencia entre una velocidad de 7 km/h (Figura 5) y otra de 12 km/h (Figura 6).

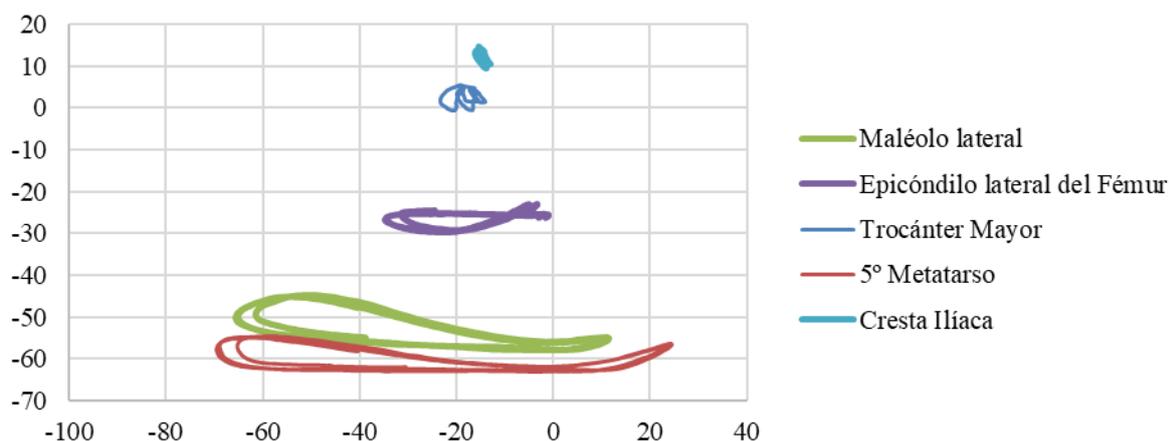


Figura 5. Trayectoria marcadores indicados en la Figura 2 a 7 km/h.

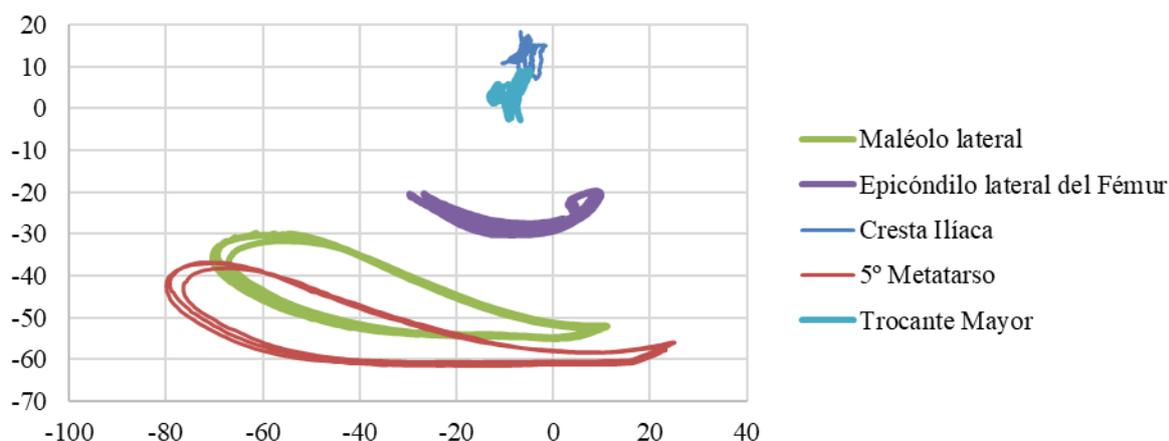


Figura 6. Trayectoria marcadores indicados en la Figura 2 a 12 km/h.

## 6. Conclusiones

Este artículo describe un protocolo de investigación diseñado para la recolección de datos biomecánicos con el objetivo de comprender la interacción entre el calzado y el cuerpo humano durante la carrera. El objetivo final es crear soluciones personalizadas que mejoren la eficiencia y disminuyan el riesgo de lesiones en corredores. El estudio se fundamenta en un diseño de medidas repetidas, donde cada participante será evaluado utilizando calzado deportivo comercial y el mismo calzado ajustado con plantillas biomecánicas personalizadas. Se reclutarán 100 corredores habituales, con edades comprendidas entre 18 y 50 años, para asegurar la representatividad de la muestra.

El protocolo incluye una variedad de mediciones biomecánicas, tales como análisis cinemático con cámaras de alta velocidad, electromiografía de superficie (sEMG) para monitorizar la actividad muscular en músculos clave de las extremidades inferiores, sistema de correlación digital de imágenes (DIC) para medir las deformaciones de las entresuelas, unidades de medición inercial (IMU) para capturar datos dinámicos del movimiento del tronco, y marcadores reflectantes para calcular los ángulos de rodilla y tobillo. Adicionalmente, se realizarán pruebas estáticas para evaluar la posición neutra y la posición de equilibrio muscular, así como una prueba dinámica de carrera en cinta rodante con un perfil de velocidad progresivo. El estudio se llevará a cabo siguiendo estrictos principios éticos, incluyendo la aprobación del Comité de Ética, la obtención de consentimiento informado y la protección de la confidencialidad de los participantes.

Los resultados preliminares obtenidos a partir de este protocolo ya comienzan a ofrecer información relevante. Por ejemplo, el análisis de la electromiografía revela patrones diferenciados de activación muscular entre velocidades de 7 km/h y 12 km/h. Específicamente, en el Recto Femoral se observa un aumento del 18.7% en la amplitud de la señal durante la fase de contacto inicial a mayor velocidad, mientras que el Bíceps Femoral muestra un retraso de 23 ms en el pico de activación. Estas variaciones sugieren que las estructuras auxéticas en la entresuela podrían modular la sincronización muscular mediante su capacidad de adaptación dinámica a las cargas, una propiedad respaldada por estudios previos con coeficientes de Poisson negativos entre -0.8 y -1.2.

Paralelamente, el análisis de trayectorias de marcadores refleja modificaciones cinemáticas inducidas por la velocidad, como una reducción del 9.4% en la flexión máxima de rodilla a 12 km/h respecto a 7 km/h, acompañada de un aumento del 12.1% en la dorsiflexión de tobillo durante la fase de propulsión. Estos datos son consistentes con modelos computacionales que predicen una optimización del 14-22% en la transferencia de energía mediante geometrías auxéticas re-entrantes bajo cargas dinámicas.

Estas observaciones preliminares tienen implicaciones significativas para el diseño mecánico del calzado. La capacidad del protocolo para detectar cambios sutiles se manifiesta, por ejemplo, en la evaluación de la rigidez variable, donde las estructuras auxéticas permitirían ajustar la compliance del calzado según la velocidad, optimizando la relación almacenamiento-liberación de energía (con una eficiencia mecánica medida en estudios previos entre 68-72% frente al 52-58% en materiales convencionales). Asimismo, los patrones de deformación observados en los marcadores sugieren que configuraciones auxéticas con ángulos celulares de 60°-70° podrían reducir los picos de tensión en la fascia plantar en un 15-30%, según simulaciones por elementos finitos existentes.

En conjunto, estos resultados preliminares, aunque requieren confirmación con la muestra completa, establecen un marco cuantitativo para el diseño racional de calzado deportivo basado en principios de mecánica de materiales avanzados. La metodología propuesta demuestra su potencial para superar las limitaciones de protocolos convencionales al integrar simultáneamente múltiples técnicas de medición biomecánica y análisis de materiales.

## 7. Agradecimientos

Financiado por la Comunidad de Madrid a través del convenio-subvención para el fomento y la promoción de la investigación y la transferencia de tecnología en la Universidad Carlos III de Madrid (PRODEM-CM-UC3M).

## 8. Bibliografía

- [1] R. N. van Gent *et al.*, “Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review \* COMMENTARY,” *Br J Sports Med*, vol. 41, no. 8, pp. 469–480, Mar. 2007, doi: 10.1136/bjism.2006.033548.
- [2] V. Lun, “Relation between running injury and static lower limb alignment in recreational runners,” *Br J Sports Med*, vol. 38, no. 5, pp. 576–580, Oct. 2004, doi: 10.1136/bjism.2003.005488.
- [3] D. S. Teyhen *et al.*, “Dynamic plantar pressure parameters associated with static arch height index during gait,” *Clinical Biomechanics*, vol. 24, no. 4, pp. 391–396, May 2009, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2009.01.006.
- [4] Y. He *et al.*, “Textile-film sensors for a comfortable intelligent pressure-sensing insole,” *Measurement*, vol. 184, p. 109943, Nov. 2021, doi: 10.1016/j.measurement.2021.109943.
- [5] B. E. B. Hilário *et al.*, “Analysis of the use of insoles in the dynamic stability of the lower limbs in recreational runners: An exploratory study,” *Gait Posture*, vol. 92, pp. 435–441, Feb. 2022, doi: 10.1016/j.gaitpost.2021.12.017.
- [6] W. Qian, Z. Yu, X. Wang, Y. Lai, and B. B. Yellen, “Elastic metamaterial beam with remotely tunable stiffness,” *J Appl Phys*, vol. 119, no. 5, Feb. 2016, doi: 10.1063/1.4941273.
- [7] J. N. Grima, L. Mizzi, K. M. Azzopardi, and R. Gatt, “Auxetic Perforated Mechanical Metamaterials with Randomly Oriented Cuts,” *Advanced Materials*, vol. 28, no. 2, pp. 385–389, Jan. 2016, doi: 10.1002/adma.201503653.
- [8] J. Ma, J. Song, and Y. Chen, “An origami-inspired structure with graded stiffness,” *Int J Mech Sci*, vol. 136, pp. 134–142, Feb. 2018, doi: 10.1016/j.ijmecsci.2017.12.026.
- [9] L. Magliozzi, A. Micheletti, A. Pizzigoni, and G. Ruscica, “On the design of origami structures with a continuum of equilibrium shapes,” vol. 115, pp. 144–150, Apr. 2017.
- [10] O. Girard, F. Brocherie, J.-B. Morin, G. P. Millet, and C. Hansen, “Running mechanics and leg muscle activity patterns during early and late acceleration phases of repeated treadmill sprints in male recreational athletes,” *Eur J Appl Physiol*, vol. 120, no. 12, pp. 2785–2796, Dec. 2020, doi: 10.1007/s00421-020-04500-8.
- [11] M. B. Bennett, “A possible energy-saving role for the major fascia of the thigh in running quadrupedal mammals,” *J Zool*, vol. 219, no. 2, pp. 221–230, Oct. 1989, doi: 10.1111/j.1469-7998.1989.tb02578.x.
- [12] W. Fourie, “Fascia lata: Merely a thigh stocking, or a coordinator of complex thigh muscular activity?,” 1983.

- [13] M. Besomi, S. E. Salomoni, C. Cruz-Montecinos, C. Stecco, B. Vicenzino, and P. W. Hodges, “Distinct displacement of the superficial and deep fascial layers of the iliotibial band during a weight shift task in runners: An exploratory study,” *J Anat*, vol. 240, no. 3, pp. 579–588, Mar. 2022, doi: 10.1111/joa.13575.
- [14] M. Thompson, “The Contribution of the Rectus Femoris to Hip Flexion,” *J Athl Enhanc*, vol. 03, no. 02, 2014, doi: 10.4172/2324-9080.1000143.
- [15] G. KAKEHATA, Y. GOTO, H. YOKOYAMA, S. ISO, and K. KANOSUE, “Interlimb and Intralimb Coordination of Rectus Femoris and Biceps Femoris Muscles at Different Running Speeds,” *Med Sci Sports Exerc*, vol. 55, no. 5, pp. 945–956, May 2023, doi: 10.1249/MSS.0000000000003106.
- [16] R. A. C. Dimock, E. J. C. Dawe, and O. Aiyenuro, “Compensating for loss: running on one tibialis anterior,” *BMJ Case Rep*, p. bcr-2017-219834, May 2017, doi: 10.1136/bcr-2017-219834.
- [17] I. Jeon and J. Jang, “Comparison of Tibialis Anterior Muscle Activity and Dorsiflexor Strength according to Toe Postures,” *Journal of Musculoskeletal Science and Technology*, vol. 4, no. 1, pp. 13–17, Jun. 2020, doi: 10.29273/jmst.2020.4.1.13.
- [18] J. N. Maharaj, A. G. Cresswell, and G. A. Lichtwark, “Tibialis anterior tendinous tissue plays a key role in energy absorption during human walking,” *Journal of Experimental Biology*, Jan. 2019, doi: 10.1242/jeb.191247.
- [19] S. C. Miller, “MECHANICAL FACTORS AFFECTING THE ESTIMATION OF TIBIALIS ANTERIOR FORCE USING AN EMG-DRIVEN MODELLING APPROACH”.
- [20] G. L. Cerone, R. Nicola, M. Caruso, R. Rossanigo, A. Cereatti, and T. M. Vieira, “Running speed changes the distribution of excitation within the biceps femoris muscle in 80 m sprints,” *Scand J Med Sci Sports*, vol. 33, no. 7, pp. 1104–1115, Jul. 2023, doi: 10.1111/sms.14341.
- [21] L. Mao, D. Ren, S. Huang, X. Wu, and M. Ruan, “Fascicle Behavior and Muscle Activity of The Biceps Femoris Long Head during Running at Increasing Speeds,” *J Sports Sci Med*, pp. 603–610, Sep. 2024, doi: 10.52082/jssm.2024.603.
- [22] T. Miyazaki and N. Fujii, “Effects of changes in optimal muscle fibre length in the biceps femoris long head on muscle force during the late swing phase of maximal speed sprinting: a simulation study,” *Sports Biomech*, pp. 1–16, Nov. 2022, doi: 10.1080/14763141.2022.2140070.
- [23] D. G. THELEN, E. S. CHUMANOV, T. M. BEST, S. C. SWANSON, and B. C. HEIDERSCHEIT, “Simulation of Biceps Femoris Musculotendon Mechanics during the Swing Phase of Sprinting,” *Med Sci Sports Exerc*, vol. 37, no. 11, pp. 1931–1938, Nov. 2005, doi: 10.1249/01.mss.0000176674.42929.de.
- [24] A. Arampatzis, M. Kharazi, C. Theodorakis, F. Mersmann, and S. Bohm, “Biarticular mechanisms of the gastrocnemii muscles enhance ankle mechanical power and work during running,” *R Soc Open Sci*, vol. 10, no. 8, Aug. 2023, doi: 10.1098/rsos.230007.
- [25] O. Valencia *et al.*, “El impacto inicial con antepié incrementa la actividad muscular del gastrocnemios durante la carrera. Un estudio cuantitativo de actividad electromiográfica (The initial impact with forefoot increases the muscular activity of gastrocnemius during running),” *Retos*, no. 38, pp. 271–275, Jan. 2020, doi: 10.47197/retos.v38i38.73955.
- [26] A. Monte, V. Baltzopoulos, C. N. Maganaris, and P. Zamparo, “Gastrocnemius Medialis and Vastus Lateralis in vivo muscle-tendon behavior during running at increasing speeds,” *Scand J Med Sci Sports*, vol. 30, no. 7, pp. 1163–1176, Jul. 2020, doi: 10.1111/sms.13662.
- [27] A. Ferri-Carua, C. Sendra-Pérez, and J. I. Priego-Quesada, “Gastrocnemius Neuromuscular Activation During Standing Explosive Acceleration,” *Life*, vol. 14, no. 11, p. 1378, Oct. 2024, doi: 10.3390/life14111378.
- [28] T. Lockhart, “Sensors for Gait, Posture, and Health Monitoring Volume 1,” *Sensors for Gait, Posture, and Health Monitoring Volume 1*, p. 410, Jun. 2020, doi: 10.3390/BOOKS978-3-03936-343-8.
- [29] T. Lockhart, “Sensors for Gait, Posture, and Health Monitoring Volume 2,” *Sensors for Gait, Posture, and Health Monitoring Volume 2*, p. 392, Jun. 2020, doi: 10.3390/BOOKS978-3-03936-345-2.
- [30] J. J. Dominguez Veiga, M. O’Reilly, D. Whelan, B. Caulfield, and T. E. Ward, “Feature-Free Activity Classification of Inertial Sensor Data With Machine Vision Techniques: Method, Development, and Evaluation.,” *JMIR Mhealth Uhealth*, vol. 5, no. 8, p. e115, Aug. 2017, doi: 10.2196/mhealth.7521.
- [31] P. De Brito Silva, C. Helena, W. Fraga, S. R. Dias Da Silva, A. C. Cardozo, and M. Gonçalves, “TREADMILL RUNNING: AN ELECTROMYOGRAPHIC AND KINEMATIC ANALYSIS”.

