



Eficiencia y readaptación de carrera a partir de la biomecánica

Noelia Juan, 2 veces campeona de España de Triatlón
Photo credit: @gumeis66

Javi Martínez Gramage

Eficiencia y readaptación de carrera a partir de la biomecánica

Dr. Javier Martínez Gramage



ABIODE
BIOMECÁNICA DEPORTIVA

Copyright © 2024 Javi Martínez Gramage

Todos los derechos reservados.

ISBN: 9798329781595



Eficiencia y readaptación de carrera a partir de la biomecánica

© 2024 by Javi Martínez Gramage is licensed under CC BY-NC-ND 4.0

Dedicado a Ana, Pablo y Hugo.
Gracias por estar siempre a mi lado.

AGRADECIMIENTO

Agradezco la confianza de los atletas y triatletas con los que he tenido la suerte de trabajar estos años y aprender de ellos para poder escribir este libro. Especialmente a la triatleta Noelia Juan por su predisposición y ser mi referente a seguir.

A la Federación Española de Triatlón y a la Federación de Triatlón de la Comunidad Valenciana por confiar en mí para trabajar con los mejores triatletas y paratriatletas de nuestro país.

A Sara, Iván, Rafa, Raúl y Jesús por sus investigaciones como doctorandos en biomecánica de carrera.

A RunScribe y BTS Bioengineering por tenderme siempre su mano en materia de investigación.

A la Universidad Cardenal Herrera CEU, mi casa, mi segunda familia.

A mis compañeros Jesús Cano y Marina Llopis por descubrir de su mano el apasionante ámbito de la ingeniería biomédica.

Por todos ellos y gracias a ellos, ha merecido la pena transmitir lo aprendido en estos últimos años para ayudar a otros profesionales a seguir mejorando el análisis biomecánico en deportes de carrera.

Gracias de corazón.

PRÓLOGO

El 14 de marzo de 2020 fue declarado el estado de alarma en España como consecuencia del COVID-19.

Como millones de españoles pasaba horas y horas en casa confinado tratando de ver pasar el tiempo de la manera más provechosa posible.

Recuerdo que viendo la tablet saltó un anuncio de un curso para crear una academia online de formación.

Me animé a cursarlo y al finalizarlo, terminé creando ABIODE, la academia de formación online en biomecánica deportiva que dio forma al proyecto que durante mucho tiempo rondaba por mi cabeza.

Desde entonces, han pasado cuatro años en la que diversos profesionales del entrenamiento deportivo, ciencias de la salud y los propios deportistas, se han formado en una materia que surgió por inquietud propia para solucionar las continuas lesiones que sufría en la carrera a pie.

Estuve en manos de compañeros de profesión durante un año y medio y creo que toqué “todos los palos”, desde terapia manual, plantillas, punción seca, kinesio, ejercicio, cambio de zapatillas y una lista larga sin encontrar la solución.

Me dediqué entonces a leer sobre análisis del movimiento, biomecánica, calzado deportivo, artículos, libros... leía todo lo que encontraba. A partir de ahí, empecé a entender la importancia de la Física que me dieron en primero de carrera y su relación con la gestión de la mecánica de carga en función del posicionamiento de palancas, resistencia de tejidos, vectores y magnitudes de fuerza. He de decir que en aquel momento me costaba ver la aplicabilidad práctica de esta asignatura, quizá por centrarse en exceso en fórmulas y conceptos complejos y no en su aplicación para el análisis e interpretación del movimiento humano.

Empecé a hacer pequeños cambios a partir de lo que iba leyendo y fue la forma en la que mejoré de los problemas de mis gemelos. Siempre he pensado que, si solucioné mi problema, podría ayudar a otros profesionales para entender las causas principales de lesión de sus deportistas. Es por ello por lo que cree la formación online y también este libro.

Espero que disfrute de él tanto como yo escribiéndolo.

Javi Martínez Gramage

CONTENIDO

Dinámicas de carrera	11
Ciclo de carrera	12
Variables de carrera	14
Vídeo análisis 2D	28
Requerimientos para el vídeo análisis 2D	29
Planos de análisis 2D	32
Cinemática tridimensional (3D)	40
Diferencias cinemáticas entre sexo	45
Cinemática de tronco, pelvis y extremidad inferior	48
Cinética de carrera	57
Fuerza de reacción del suelo (GRF)	58
Momento de fuerza	62
Potencia	63
Electromiografía dinámica de superficie (sEMG)	65
Sensores unidad de movimiento inercial (IMU)	79
Dispositivo Garmin	82
Dispositivo Stryd	84
Dispositivo Run Scribe	91
Dispositivo Fourth Frontier	96
Gait retraining	101
Bibliografía	109

Dinámicas de carrera

Ciclo de carrera

La principal diferencia entre andar y correr viene determinada por la fuerza generada contra el suelo, siendo mayor durante la carrera al estar presente la fase de vuelo y con ello, una mayor elevación del centro de masas durante la fase de oscilación.

Al partir de una mayor altura durante el vuelo y al recepcionar el peso corporal durante el apoyo, la fuerza generada contra el suelo puede ser mayor.

Al andar siempre existe un pie en contacto con el suelo, de modo que generamos una fuerza en torno a 1-1.5 veces el peso corporal.

Al correr este valor puede ser de hasta cuatro o cinco veces mayor, en función de la velocidad.

Por otro lado, durante la carrera hay un menor tiempo de contacto del pie en el suelo, pudiendo ser la mitad del empleado al andar debido al aumento de la cadencia o pasos por minuto.

En la siguiente imagen puede observarse de manera visual las diferencias comentadas a partir de un modelo biomecánico tridimensional (Figura 1).

El ciclo de carrera viene determinado por cuatro fases tomando como punto de partida el contacto del pie en el suelo, en el caso de la imagen el pie derecho (Figura 2)(Moltó et al., 2020)

- 1^{er} apoyo
- 1^{er} vuelo
- 2^o apoyo
- 2^o vuelo

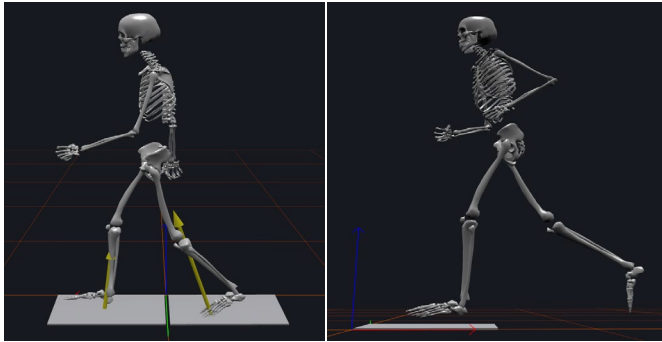


Fig. 1. Modelo biomecánico andando (izquierda) y corriendo en fase de vuelo (derecha)

La fase del primer apoyo tiene la función principal de absorber la carga al producirse la deceleración del centro de masas y devolverla en forma de energía elástica como si de un muelle se tratara. El tiempo de contacto del pie en el suelo estará en función de la velocidad y de la técnica de carrera con valores que pueden ir desde los 140ms hasta los 350ms de una carrera a baja velocidad. Seguidamente, el pie derecho se despega del suelo para iniciar el primer vuelo y conseguir elevar el centro de masas, al mismo tiempo que avanzar hasta el contacto en el suelo del pie izquierdo. En este momento, se inicia la fase del segundo apoyo en la que se requiere de una correcta estabilidad pélvica en su parte derecha al producirse el contacto con el pie izquierdo. Con ello se evita la caída de pelvis y una asimetría del movimiento. Este fenómeno se denomina caída de la pelvis contralateral (CPC)

El segundo vuelo corresponde a la fase en la que la pierna derecha busca su extensión durante la oscilación hasta iniciar de nuevo el contacto del pie en el suelo.

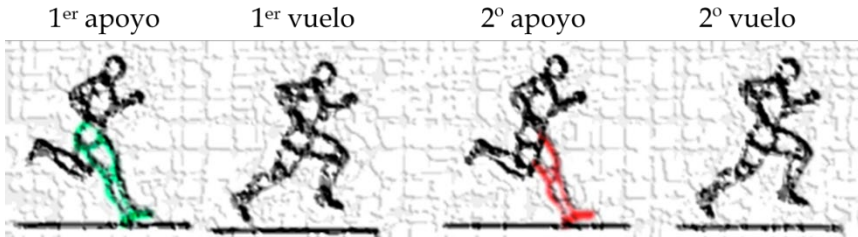


Fig. 2. Ciclo de carrera

Variables del ciclo de carrera

Constituyen el conjunto de dinámicas de dinámicas de carrera que determinan la manera en la que corre el atleta, su eficiencia y su rendimiento. Son un aspecto clave para la correcta gestión del movimiento y para la prevención de futuras lesiones. Podemos agruparlas en variables básicas y avanzadas.

Básicas:

- Cadencia
- Longitud de la zancada
- Tiempo de contacto en el suelo
- Oscilación vertical
- Ratio vertical

Cadencia

Establece el ritmo o la frecuencia de la zancada expresada en pasos por minuto (p/m). Una cadencia óptima estaría establecida a partir de los 170 p/m (Perpiñá-Martínez et al., 2023), pudiendo incrementarse a velocidades de carrera elevadas (Figura 3).

Longitud de zancada

Es la suma de las distancias realizadas por el paso derecho y el paso izquierdo dentro de un ciclo de zancada, es decir, contacto de un pie y contacto de nuevo con el mismo pie. Se mide en metros o centímetros.

Tiempo de contacto en el suelo

Corresponde al tiempo desde el contacto inicial hasta el despegue del pie, se mide en milisegundos.

Oscilación vertical

Comprende la altura o rebote con la que el corredor se eleva en cada zancada. Una altura elevada se asocia a una pobre eficiencia de carrera (Figura 3). Se mide en centímetros y el valor óptimo de referencia dependerá del dispositivo a utilizar, debido a que el cálculo de esta variable se hace a partir de sensores de unidad de medida inercial (IMU)

Por ejemplo, con RunScribe o Stryd un valor entre los 6-7cm corresponde a una oscilación vertical adecuada. Sin embargo, con la banda de pecho de Garmin correspondería a un valor inferior a 10cm. En la sección de sensores IMU se pueden conocer los valores óptimos de cada dispositivo.

Ratio vertical

Es una variable que tiene en cuenta la relación entre la oscilación vertical y la longitud de zancada. Una menor ratio vertical indica una forma de correr más eficiente. Se expresa en porcentaje.

De acuerdo con Adams y cols., la cadencia alta disminuye la oscilación vertical, el pico de fuerza vertical y el frenado, convirtiéndola en la variable a seguir para conseguir una óptima técnica de carrera (Adams et al., 2018)

Por otro lado, para producir este aumento de cadencia y conseguir los efectos antes mencionados también se requiere de una mayor velocidad de contracción muscular (Farley & González, 1996) y preparación física previa.

De manera gráfica se muestra en la figura 3, la relación entre una hipotética cadencia baja (140 p/m) y una alta (180 p/m) respecto a la oscilación vertical conseguida.

Como puede observarse, las figuras geométricas son del mismo tamaño, representando el cuadrado a la cadencia baja y el octógono a la cadencia alta al acortar cada lado como si de una reducción en la longitud de zancada se produjera. El aumento de cadencia produce una menor oscilación vertical del centro de masas (h) en la fase media de vuelo y, por consiguiente, una menor altura conseguida que, al producirse el contacto del pie con el suelo se genera menor fuerza de reacción (Farley & González, 1996)

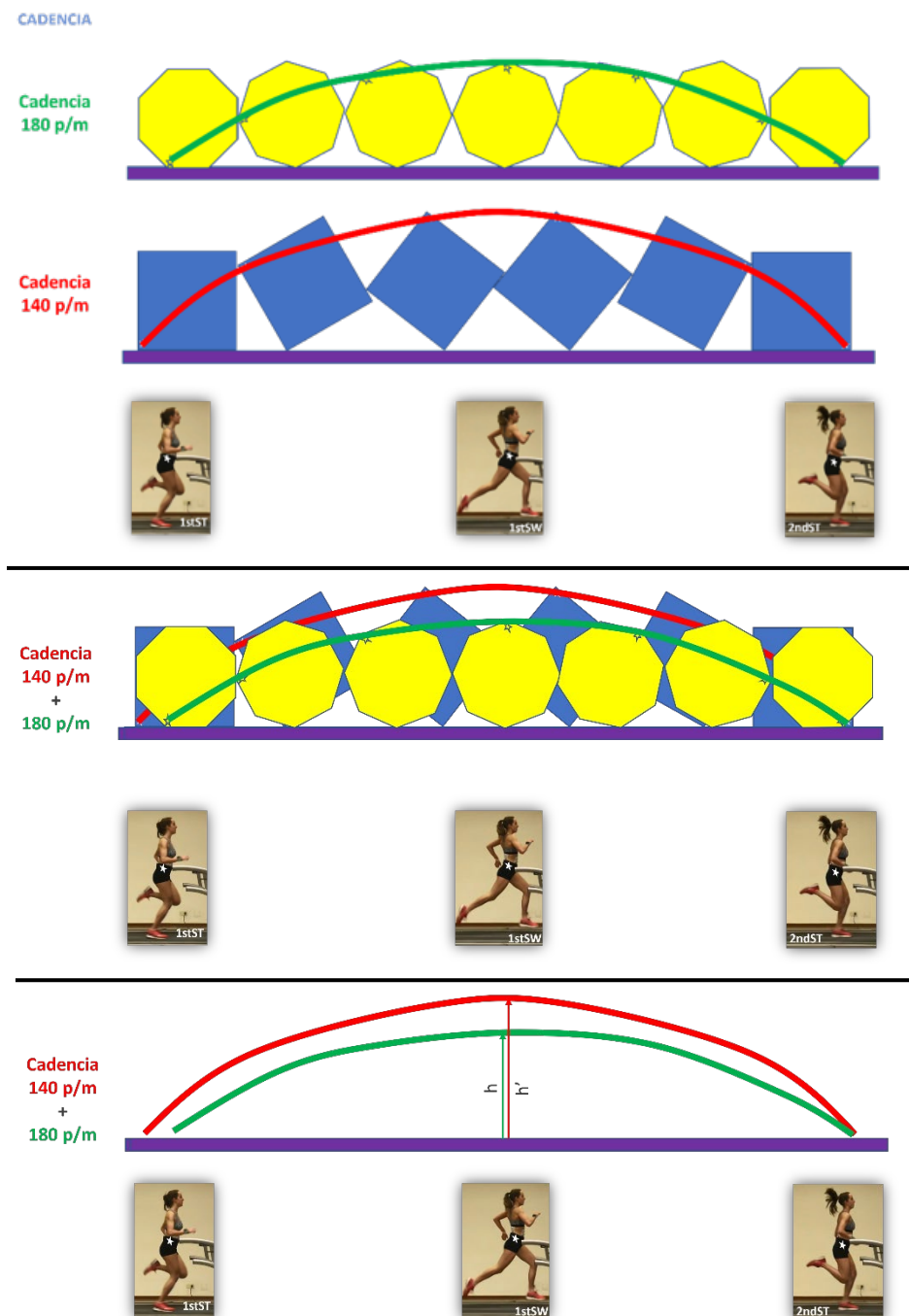


Figura 3. Relación entre cadencia baja y alta con la oscilación vertical.

Avanzadas:

- Aceleración del centro de masas en componente vertical, posterior-anterior, mediolateral y aceleración total.
- Fuerza de reacción del suelo
- Relación de caga de impacto
- Potencia en carrera

Aceleración del centro de masas en componente vertical, posterior-anterior, medio lateral y aceleración total

El estudio de la aceleración del centro de masa se realiza con la ayuda de un sensor IMU (*Inertial Measurement Unit*) colocado a nivel sacro, por lo tanto, se trata de una estimación del centro de masa con la ventaja de poder ser analizado fuera del laboratorio, durante un entrenamiento o competición.

Básicamente, la aceleración es una magnitud vectorial que mide el cambio de velocidad con respecto al tiempo, es decir, podemos conocer la dirección, la magnitud o ambas. Al estimar la aceleración del centro de masa durante la carrera podemos conocer tanto la dirección a la que se produce, es decir, de arriba abajo (vertical), de delante a tras (anteroposterior) y de manera medio-lateral, así como la cantidad o magnitud de aceleración generada en cada una de las direcciones. Por ejemplo, podemos saber si un corredor presenta mucho frenado (magnitud) en la fase de apoyo analizando la aceleración posterior desde el contacto inicial hasta la fase media de apoyo.

Si el deportista corre en línea recta podemos conocer la aceleración total o lineal, pudiendo ser positiva (aceleración) o negativa (deceleración). Veamos algunos ejemplos para clarificar estos conceptos.

Un corredor que presenta una eficiencia de carrera elevada se caracteriza porque es capaz de generar una mayor aceleración total durante el vuelo que durante el apoyo como se muestra en las Figuras 4 y 5.

Obsérvese como la onda de la aceleración total es diferente en las fases de apoyo y vuelo al comparar un triatleta eficiente (Figura 4) con otro que no es capaz de asimilar correctamente la carrera a pie, sufriendo lesiones por sobre uso de manera repetida (Figura 5). Este último presenta una mayor deceleración en fase de apoyo y una menor aceleración en fase de vuelo.

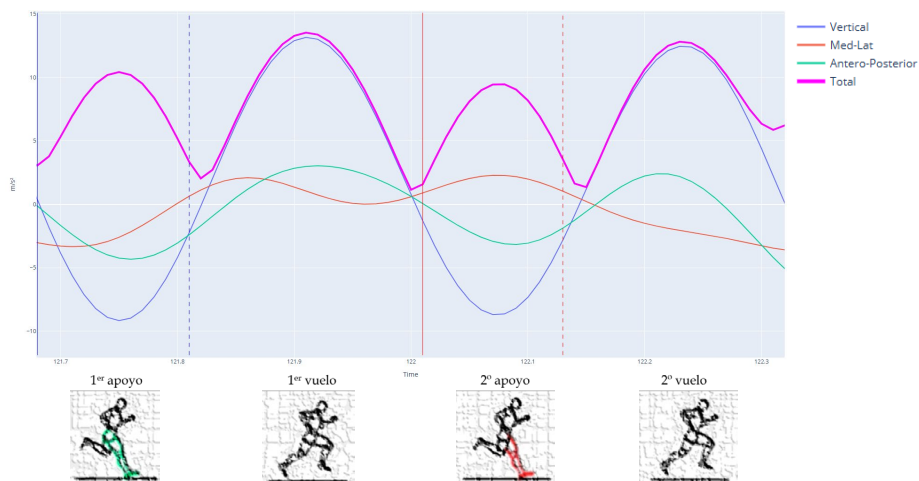


Figura 4. Aceleración total (rosa), vertical (azul), medio-lateral (naranja) y antero-posterior (verde) en un triatleta a ritmo de competición sin lesión.

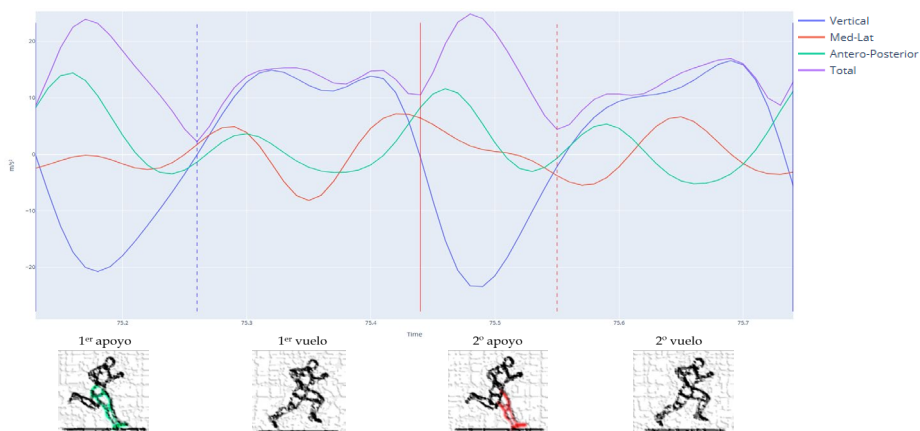


Figura 5. Aceleración total (rosa), vertical (azul), medio-lateral (naranja) y anteroposterior (verde) en un triatleta a ritmo de competición que no asimila la carrera a pie y presenta lesiones por sobre uso de manera habitual.

Fuerza de reacción del suelo

Terminológicamente, la fuerza de reacción del suelo se denomina GRF (*ground reaction force*). Cuando el pie contacta con el suelo y empuja contra él, se genera una fuerza hacia arriba de igual magnitud, pero en dirección opuesta, atendiendo a la tercera ley de Newton. En función de la velocidad, la fuerza puede ser mayor o menor alcanzando el pico máximo de fuerza vertical durante la fase media de apoyo. En la siguiente imagen (Figura 6), se muestra la estimación del pico vertical de fuerza de reacción del suelo (PVGRF) con el sensor portable IMU de RunScribe corriendo y andando. Indica la fuerza máxima ejercida verticalmente sobre el suelo durante la fase de contacto. Como ejemplo de caso de uso, si la persona pesa 70kg generaría en cada zancada 210kg de fuerza contra el suelo corriendo al multiplicar por 3 su peso corporal y 84kg andando, al multiplicar por 1.2 su peso corporal. En el apartado sobre Cinética se profundizará sobre el análisis de las fuerzas durante la carrera.

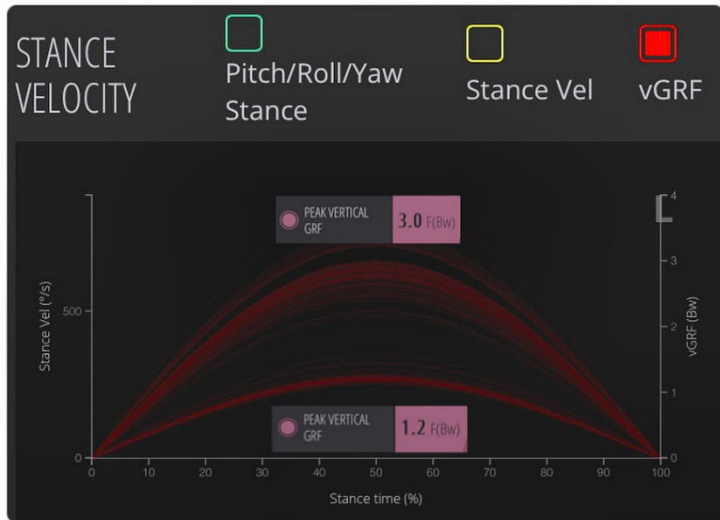


Fig. 6. Estimación de la fuerza vertical a distintas velocidades durante la fase de apoyo.

Relación de caga de impacto (ILR)

Indica como de rápido se alcanza la fuerza vertical máxima cuando el pie hace contacto con el suelo. Se puede calcular por separado para el pie derecho e izquierdo si se disponen de dos sensores.

Un aumento significativo puede sugerir una mayor tensión en los músculos, huesos y articulaciones, lo que podría provocar lesiones por uso excesivo u otros problemas musculoesqueléticos.

Se expresa en unidades de peso corporal por segundo (Bw/s) y es una variable muy interesante para cuantificar la carga mecánica, a la vez que permite conocer las diferencias sobre la fuerza de impacto generada cuando corremos en cinta o en la pista como muestra la Figura 7. Corriendo a la misma velocidad de 3'45" el km se reduce la carga de impacto aproximadamente en un 10.14% en cinta. Esto es especialmente importante cuando el objetivo es continuar entrenando a pesar de una lesión, ya que permite reducir la carga de impacto. Esto resulta crucial para quienes tienen una alta predisposición a lesiones por sobreuso, como la periostitis. Esta reducción puede ser mayor en cintas tipo AlterG Anti-Gravity.

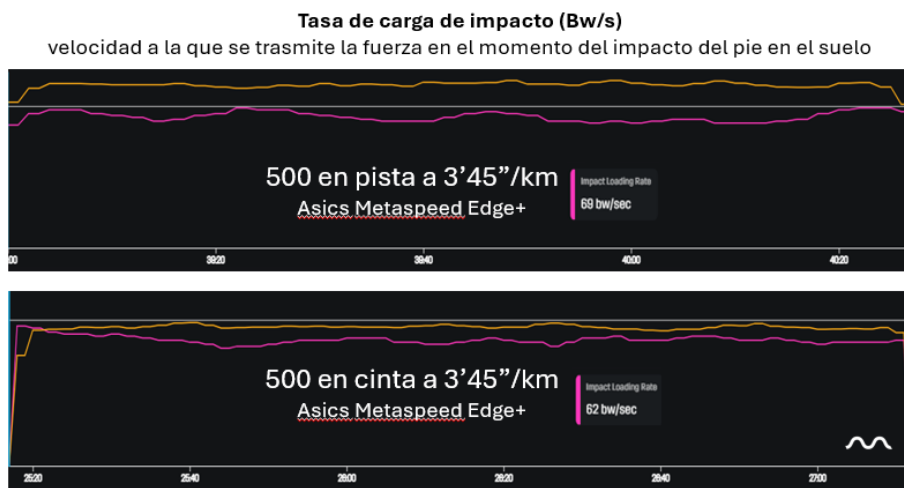


Fig. 7. Tasa o relación de la carga de impacto corriendo en cinta vs en pista.

Dispositivos comerciales como Stryd permiten visualizar esta variable en su dashboard de Powercenter y en la propia aplicación del dispositivo móvil. Como referencia, es una variable dependiente de la velocidad y de la capacidad de absorción de carga del corredor o del calzado utilizado. En el ámbito de la podología permite conocer las cualidades de las plantillas cuando el objetivo es reducir la tasa de carga y mejorar la capacidad de absorción.

La Figura 8 muestra la relación de carga de impacto en un corredor sin lesión durante una serie corriendo a 3'07" (82Bw/s) y a 5'19" (47Bw/s). La velocidad de carrera es dependiente de la fuerza de reacción del suelo, por lo tanto, al analizar a un corredor a dos velocidades como en el ejemplo anterior, debe existir una diferencia amplia. Concretamente, correr rápido le supone entorno a un aumento de la carga de impacto del 42%.

El problema se da cuando apenas existe diferencia en esta variable entre corren lento y correr a ritmo de competición, encontrando valores altos en ambos casos. Suele ser el resultado de corredores con escasa movilidad y elasticidad de la cadena muscular posterior con dificultades para asimilar la carrera en el momento de aumentar el volumen y/o intensidad.

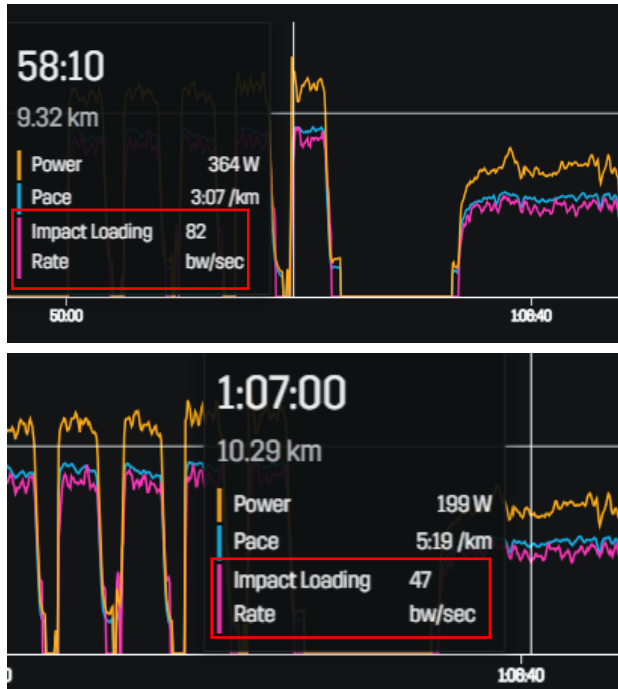


Fig. 8. Ratio de tasa de impacto (*impact loading rate*) corriendo a una velocidad alta y baja mediante el sensor Stryd.

Potencia en carrera

La potencia en carrera indica cuánto trabajo se está realizando durante la carrera y se mide en vatios (W). Al igual que en ciclismo, es una variable interesante para cuantificar tanto el entrenamiento como para conocer la capacidad mecánica del corredor al ser dependiente de otras variables como el tiempo de contacto del pie en el suelo, la cadencia, la oscilación vertical y el propio peso del corredor.

La relación entre el $VO_{2\text{máx}}$, la gestión de la potencia y el aumento de la velocidad de carrera está determinada por varios factores como son, el aumento de la potencia relativa al peso del corredor (W/kg), el aumento de la rigidez de la pierna o *leg spring stiffness*, el menor tiempo de contacto en el suelo y la disminución de la potencia vertical y mediolateral (Albiach et al., 2021) Esta variable está ampliada en la sección de IMU.

Vídeo análisis 2D

Requerimientos para el vídeo análisis 2D

El vídeo análisis 2D constituye probablemente la herramienta por excelencia para el análisis biomecánico de la carrera de una manera rápida, reproducible y capaz de hacernos ver aquello que el ojo humano no puede detectar. La grabación a cámara lenta permite un análisis detallado de manera precisa.

Actualmente, existen diversas aplicaciones que facilitan enormemente este trabajo como Onform, FlexiTrace o Dartfish.

El principal requerimiento es disponer de una tablet o smartphone fijado con un trípode con buena calidad en la grabación de vídeo y una frecuencia de captura entre los 120-240Hz para altas velocidades. El habitáculo debe estar bien iluminado porque la grabación en cámara lenta requiere de un mayor número de fotogramas por segundo y de un menor tiempo de exposición por fotograma, lo que capta menos luz por cada uno de ellos. Si esto se cumple disfrutaremos de imágenes de calidad al parar el vídeo en la fase de la carrera que deseemos.

Para la grabación, es importante disponer de una cinta de correr que alcance velocidades entre los 20 y los 24km/h, motor de 3.5CV, superficie de 160x58 y permita inclinación. También es posible hacer la grabación en el exterior.

Si se va a trabajar con atletas o deportistas en los que sea importante el sprint, la cinta debe llegar como mínimo a los 30km/h, siendo cintas económicamente caras. Además, también es necesario disponer de un sistema de arnés de seguridad.

La cinta, si es portable facilitará mucho la gestión del espacio para otros servicios y debe permitir colocar el trípode de grabación para hacer un registro de cuerpo completo, tanto de manera perpendicular, frontal como dorsal a cierta distancia.

Otro requerimiento es la persona a la que hacemos el análisis. Es importante que lleve el torso al descubierto o utilice un top para poder analizar correctamente el movimiento del tronco y pelvis. El pantalón debe ser corto o malla corta dejando libre ambos muslos para poder visualizar el comportamiento de las rodillas.

Respecto al uso de las zapatillas de entrenamiento, de competición, descalzo o uso de las plantillas, dependerá del objetivo del estudio. Recomiendo hacer un análisis descalzo cuando se quiera conocer el comportamiento real de los pies, especialmente del componente de pronación y la velocidad de esta.

Cuando presenta lesiones reiteradas o con antecedentes de lesiones por sobre uso, es conveniente analizarle con el mismo equipamiento que ha utilizado en los últimos meses y, cuando el objetivo es el rendimiento, hay que hacer el análisis con las zapatillas con las que compite.

La velocidad a la que se hace el análisis influye en los resultados y es también un requerimiento importante. Será recomendable hacer dos análisis, uno a velocidad con percepción de esfuerzo de 5-6 sobre 10 que le permitiera correr durante más tiempo a ritmo medio-bajo y otro a ritmo real en su distancia de competición. En el caso de deportistas de velocidad o futbolistas, será necesario hacer el análisis a una velocidad cercana a la de su distancia en competición durante el sprint. También es posible realizar el análisis en condiciones de fatiga, ya que algunos problemas solo se manifiestan en dichas circunstancias. Para ello, hay que inducir la fatiga, bien sobre la cinta mediante repeticiones de 4 a 7 series 10" con 10" de descanso, analizando el último registro o bien, realizar un esfuerzo intenso fuera del laboratorio para analizar inmediatamente sobre la cinta de correr. Esto último es menos práctico.

Planos de análisis 2D

El vídeo análisis se realizará mediante tres grabaciones de 5" cada una sobre el plano sagital, frontal y dorsal. Ese tiempo es suficiente para registrar entre 3-4 zancadas.

Partiremos del comportamiento del centro de masa en plano sagital, de modo que su posición más alta se encontrará en la fase media de vuelo y la más baja en la fase media de apoyo. En la imagen se puede conocer de manera indirecta la oscilación vertical mediante la posición de la cabeza (Figura 9)



Fig. 9. Comportamiento de la oscilación vertical tomando como referencia la elevación y descenso de la cabeza.

Los ángulos para considerar en plano sagital estarán determinados por tres momentos concretos del ciclo de zancada (Figura 10): el contacto inicial, la fase media de apoyo y el despegue del pie (Pipkin et al., 2016)

FASE	TRONCO	BRAZOS	RODILLA	PIE
CONTACTO INICIAL	5°-10° de flexión hacia delante	70° a 80° de flexión	150°-160° de flexión	depende del tipo de contacto
APOYO MEDIO	5°-10° de flexión hacia delante	80° a 90° de flexión	140°-150° de flexión	20°-25° de dorsiflexión
DESPEGUE DEL PIE	5°-10° de flexión hacia delante	80° a 90° de flexión	160°-170° de flexión	30°-40° de plantiflexión



Fig. 10. Vídeo análisis 2D durante el contacto inicial, apoyo medio y despegue del pie (de izquierda a derecha)

En plano sagital y durante el contacto inicial, es más importante dónde se coloca el pie en relación con el cuerpo que cómo el pie entra en contacto con el suelo (ya sea con el talón, medio pie, o antepié). Si contacta demasiado adelantado del centro de masas puede aumentar el frenado y con ello, la fuerza contra el suelo. Idealmente, el pie debe contactar debajo de la rodilla para permitir una transición más eficiente y reducir las fuerzas de frenado. Para ello, es importante la medición del ángulo de inclinación tibial. Este ángulo hace referencia a la inclinación de la tibia respecto a la vertical en el momento del contacto inicial.

Un ángulo de inclinación tibial óptimo se encuentra por debajo de los 5° (Pipkin et al., 2016). En la Figura 11, puede observarse un contacto del talón demasiado adelantado con el consiguiente aumento del ángulo de inclinación tibial entorno a 10° .



Fig. 11. Medición del ángulo de inclinación tibial.

En plano frontal se analizará el comportamiento del pie en el contacto inicial para determinar el comportamiento de la supinación midiendo el ángulo de la parte anterior del pie respecto al suelo y la simetría a nivel de rodillas y caderas (Figura 12)

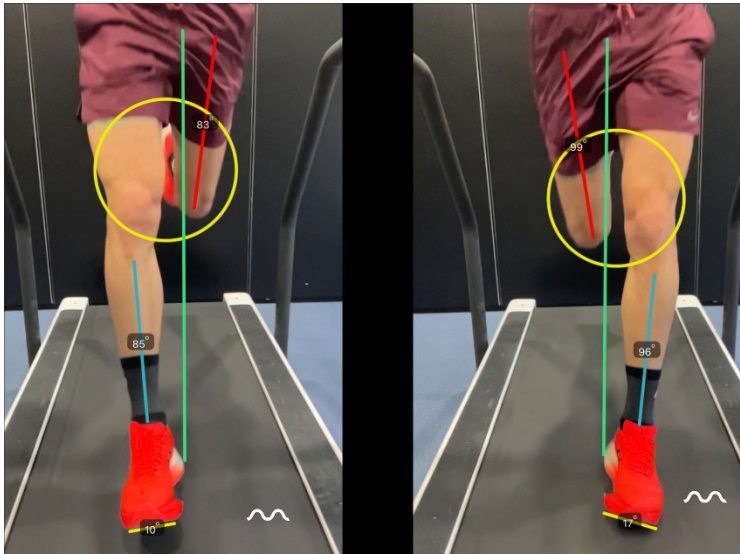


Fig. 12. Medición en plano frontal durante el contacto inicial.

En fase de apoyo medio y una visión frontal será analizado el comportamiento de varo/valgo, orientación del pie y simetría respecto al eje central (Figura 13). También puede observarse el momento de mayor pronación del pie en esta fase. Recordemos que es ahí donde se produce el pico de mayor fuerza contra el suelo y con ello, la mayor capacidad del cuerpo para absorber carga a la vez que generar fuerza.

La fase de apoyo medio es una zona de transición entre la fase de deceleración y aceleración del centro de masas para dirigir el movimiento del cuerpo hacia delante y hacia arriba. Los requerimientos biomecánicos respecto a una correcta elasticidad, movilidad y estabilidad de tronco, pelvis y extremidades inferiores serán clave para la eficiencia del movimiento.

En la Figura 13 se observa un mayor valgo de la rodilla derecha que lleva a una mayor orientación del pie derecho hacia fuera y con ello, un aumento de la pronación del pie derecho.

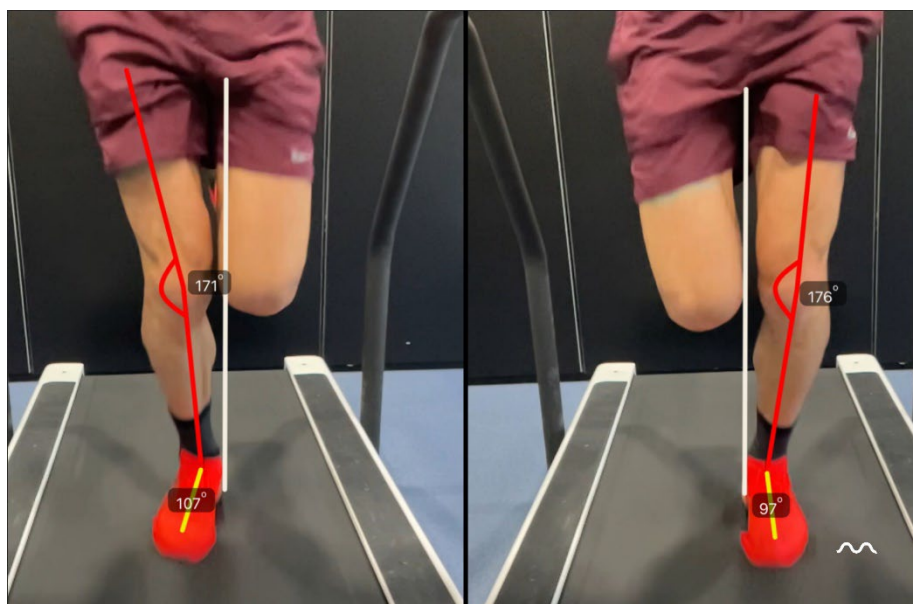


Fig. 13. Medición en plano frontal durante el apoyo medio.

También en fase media de apoyo, pero con una visión dorsal analizaremos el comportamiento de la pelvis tomando como referencia la línea que une ambas articulaciones ilíacas postero superiores (Figura 14). La oblicuidad pélvica medida mediante vídeo análisis 2D es de 3° a 5° en hombres y de 4° a 7° en mujeres (Pipkin et al., 2016)

Además de la oblicuidad pélvica también podemos establecer la simetría al comparar la diferencia entre derecha e izquierda

Estudios previos han demostrado la importancia de la caída de la pelvis contra lateral como factor principal de riesgo de lesión (Bramah et al., 2018; Martínez-Gramage et al., 2020)

Además, los corredores con lesión presentan una mayor caída pélvica contralateral y una mayor inclinación del tronco hacia adelante en la mitad de la postura con una rodilla más extendida y un tobillo en dorsiflexión mayor en el contacto inicial. Es importante destacar que por cada aumento de 1° en la caída pélvica, existe un aumento del 80 % en las probabilidades de sufrir lesión (Bramah et al. 2018)

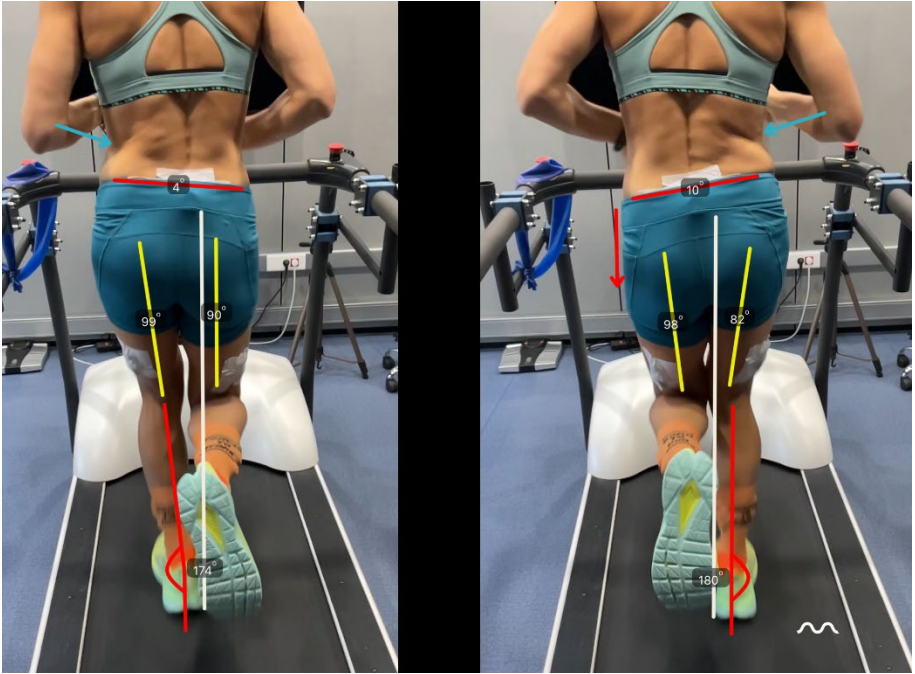


Fig. 14. Medición en plano frontal durante el apoyo medio para analizar la simetría y la caída de la pelvis.

Cinemática tridimensional (3D)

La cinemática 3D durante la carrera permite analizar el movimiento articular del corredor en tres dimensiones sobre los ejes X, Y, Z, en base a la posición de la extremidad, la velocidad angular de la articulación y su aceleración para determinar la flexo-extensión, abducción-aducción y rotación interna-externa. Con ello se puede conocer en las distintas fases de la carrera la biomecánica del movimiento de la articulación que se quiera analizar, como, por ejemplo, el desplazamiento del centro de masas, la extensión de la cadera-rodilla-tobillo durante el despegue o la caída de la pelvis contra lateral, entre otros.

Para analizar la cinemática 3D en carrera podemos utilizar diversas tecnologías, siendo los sensores portables inerciales (IMUs) los de mayor utilidad en el ámbito clínico o deportivo por su practicidad y obtención rápida de la información. Estos dispositivos miden variables como la aceleración o la velocidad angular, aportando datos detallados sobre la forma de correr colocados en la zapatilla, pegados a la piel o en la ropa del corredor. Con el paso del tiempo estos sistemas están sustituyendo a los tradicionales sistemas de captura de movimiento basados en cámaras y marcadores para el análisis del movimiento con alta precisión.

El software de análisis del movimiento crea un modelo biomecánico a partir de los marcadores que lleva el corredor, situados en referencias anatómicas de acuerdo con protocolos definidos (Figura 15).

Estos sistemas tienen la desventaja de ser poco accesibles por su elevado precio y, además, se requiere de un laboratorio para su utilización. Dada su alta precisión constituye el sistema *gold standard* de la cinemática 3D con un error de seguimiento del marcador por debajo de 1 mm. Por otro lado, las capturas del movimiento son realizadas a alta velocidad (100-360 FPS), garantizando mejores datos con una vista real de 360°.

La información cinemática obtenida se muestra a través de gráficas por cada una de las articulaciones que se quiera analizar. Para su interpretación, partimos del eje horizontal que representa el ciclo de zancada, expresado en porcentaje o milisegundos y de un eje vertical que representa su unidad de medida, los grados. Además, en algunos sistemas viene representada sobre la propia gráfica la banda de referencia del movimiento a analizar (Figura 16) (Martínez Gramage, 2024)

La gráfica de la Figura 16 es un ejemplo para saber interpretar la cinemática a partir del movimiento de abducción y aducción de cadera durante la carrera mediante el sistema Qualisys.

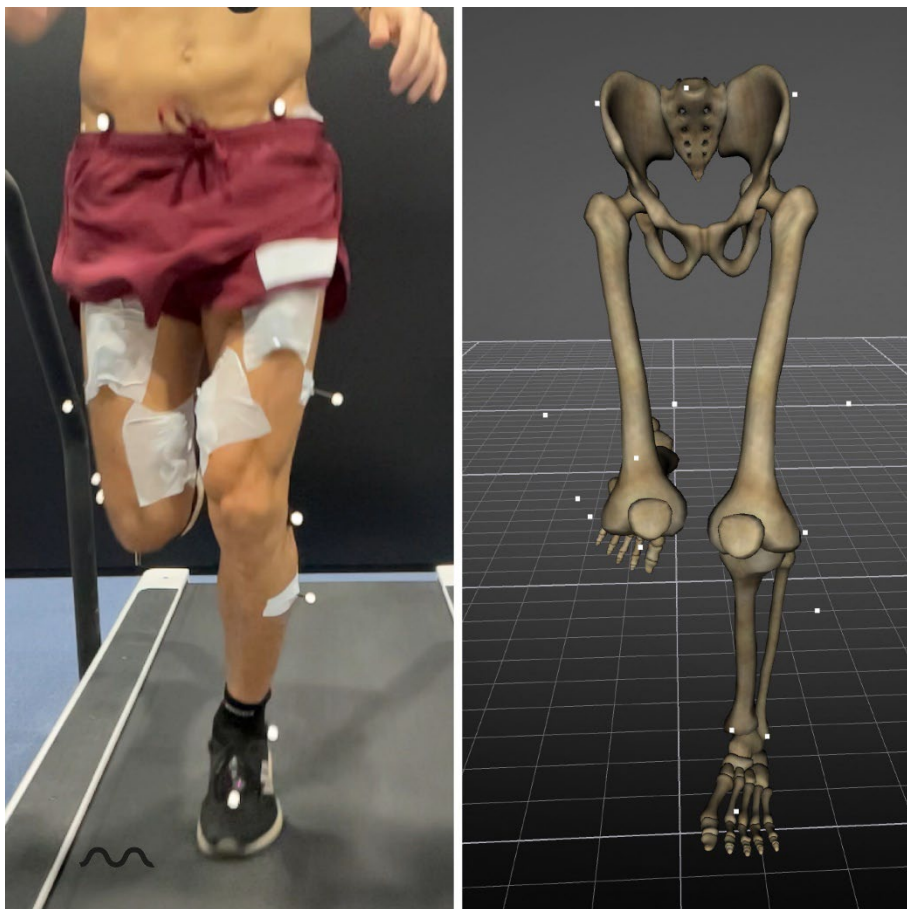


Fig. 15. Modelo 3D creado a partir de los marcadores refractantes del corredor.

En el eje horizontal podemos ver el ciclo de zancada desde 0% correspondiente al contacto inicial hasta el 100% en el que el mismo pie contacta de nuevo con el suelo. Vemos superpuestas la cinemática de la cadera derecha (azul) y de la cadera (izquierda) y en el fondo de ambas líneas vemos una banda de color negra que corresponde a la banda de referencia o normativa por la que deben trascurrir las líneas roja y azul. Cualquier desviación respecto a la banda de referencia sería tenida en cuenta como fuera de la normalidad. El eje vertical nos indica la unidad medida, en el caso de la cinemática son los grados ($^{\circ}$) y lo primero a localizar son los 0° porque nos permite ayudar a identificar lo que es aducción al encontrarse en la parte de arriba (+) y abducción en la parte de abajo (-). También vemos representadas dos líneas verticales entorno al 25% del ciclo de zancada e indican el momento del despegue del cada uno de los pies, siendo el izquierdo la línea roja y el derecho la línea azul. De este modo, podemos empezar a hacer lectura de la curva cinemática mostrando un mayor pico de aducción (*) de ambas caderas entorno al 8%-10% y de abducción (**) entorno al 55% del ciclo de zancada (Figura 16)

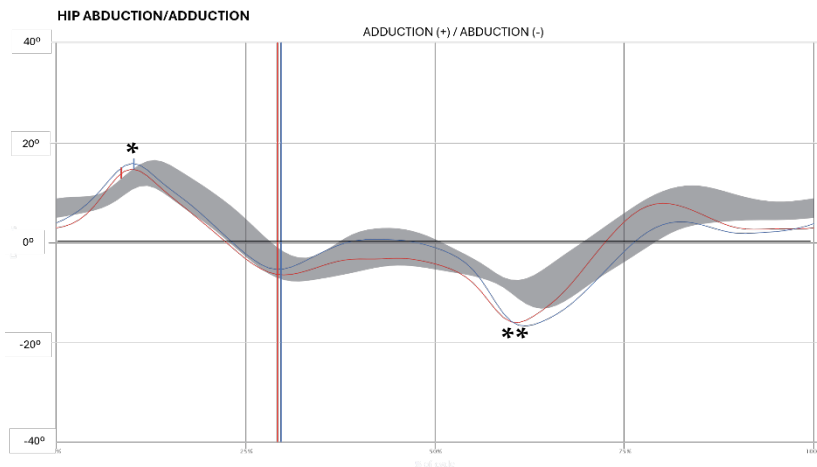


Fig. 16. Gráfica de cinemática de cadera sobre la abducción(-)/aducción(+)
 *pico máximo de aducción. **pico máximo de abducción

Diferencias cinemáticas entre sexo.

Las diferencias cinemáticas entre sexo durante la carrera vienen determinadas por las diferencias estructurales debido a factores evolutivos y biológicos, como el embarazo y el parto en las mujeres.

El factor diferenciador se encuentra en la pelvis de la mujer al ser más ancha y baja, con un ángulo entre las ramas inferiores del pubis $>90^\circ$ para proporcionar más espacio para el paso del bebé (Ali et al., 2020) Esta disposición anatómica lleva a una mayor angulación del fémur para mantener la alineación adecuada durante la bipedestación y la marcha o carrera.

Respecto a la rodilla, la mujer requiere de un mayor ángulo Q entre el eje del fémur y la inserción del tendón rotuliano para que el músculo cuádriceps genere tracción (Ali et al., 2020)

Estas diferencias entre la pelvis y el fémur afectan a la biomecánica de la carrera. Por un lado, las mujeres presentan una mayor activación en el vasto medial durante la carrera en comparación con los hombres (Moltó et al., 2020). Además, requieren de un aumento en la rotación pélvica relacionado con una predisposición genética a ser más flexibles (Ferber et al., 2003) y a tener un almacenamiento de energía elástico reducido (Perpiñá-Martínez et al., 2023)

Las mujeres presentan un funcionamiento biomecánico diferente durante la fase de aterrizaje, que se caracteriza por una mayor rotación externa de pelvis entorno al 5%-10% del ciclo de zancada coincidiendo con la máxima fuerza de reacción vertical del suelo, un momento que requiere mayores niveles de estabilidad en el miembro inferior (Figura 17). De manera inversa, se produce un pico máximo de rotación interna y de aducción de la cadera y una rotación externa tibial (Ferber et al., 2003). Este comportamiento sobre el plano transversal asegura una correcta absorción de la carga (Figura 18)

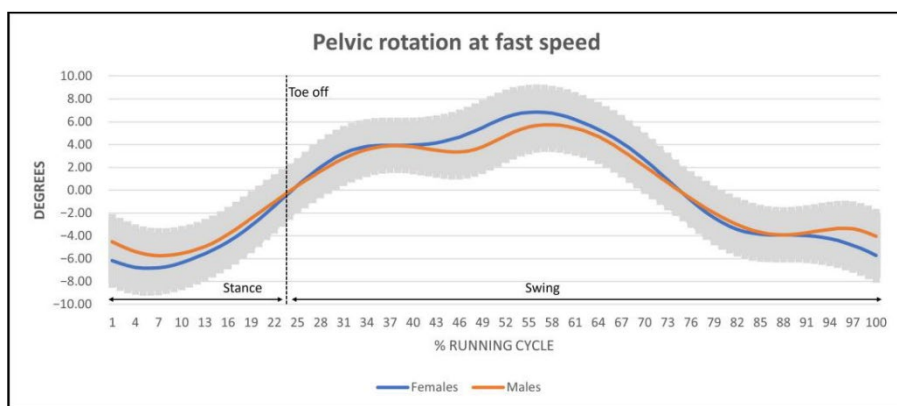


Fig. 17. Diferencia en la rotación de pelvis entre hombres y mujeres. Grados negativos: rotación externa de la pelvis, grados positivos: rotación interna (Perpiñá-Martínez et al., 2023)

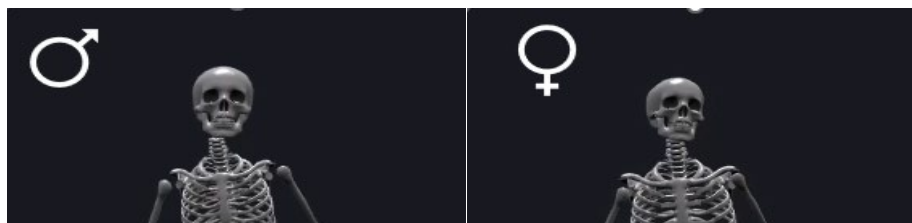


Fig. 18. Diferencia entre sexo respecto al valgo de rodilla, pico máximo de rotación interna y de aducción de la cadera y rotación externa tibial.

Cinemática de tronco, pelvis y extremidad inferior.

El tronco presenta un movimiento tridimensional durante la carrera que junto a la pelvis y extremidades inferiores aseguran un funcionamiento correcto para neutralizar la fuerza de reacción del suelo y generar una absorción óptima (Schache et al., 2002)

Durante el contacto inicial del pie derecho (utilizo este pie para la siguiente explicación), el tronco debe mantener una ligera flexión de 0° a 10° (Pipkin et al., 2016), además, debe lateralizarse hacia el lado de apoyo alcanzando el pico máximo de flexión lateral entorno al 10% del ciclo de zancada coincidiendo con la mayor fuerza de reacción contra el suelo. También debe de partir con una ligera rotación externa. Este conjunto de lateralización derecha, ligera flexión y rotación externa permitirá absorber la carga de manera eficiente, por este motivo el tronco es parte importante en la eficiencia de carrera.

A medida que transcurre la fase de apoyo hacia apoyo final, el tronco debe lateralizarse hacia la izquierda, así como rotar hacia ese lado para permitir la transferencia del centro de masas durante la primera parte de la fase vuelo. De este modo, aumentará la aceleración total hacia el avance. Al contactar el pie izquierdo con el suelo, se producirá una nueva lateralización del tronco hacia ese lado, así como una rotación hacia ese mismo lado. (Schache et al., 2002)

Durante el apoyo medio la pelvis rota externamente (hacia la derecha) a la vez que la columna lumbar lo hace en sentido opuesto con el fin de neutralizar la fuerza de reacción del suelo (Schache et al., 2002).

La pelvis presenta una particularidad biomecánica respecto a cualquier otra estructura del cuerpo humano que le da especial importancia. En ella se encuentra el centro de masas, siendo un punto clave para mantener el equilibrio y la estabilidad de las fuerzas de reacción del suelo al correr. Mantener un centro de masas estable y bien alineado ayuda a mejorar la eficiencia del movimiento y a reducir el riesgo de lesiones.

Como se explicaba en las Figuras 4 y 5 sobre el análisis del centro de masas durante la carrera, la eficiencia en los mejores corredores se logra aumentando la aceleración total durante la fase de vuelo y reduciendo la deceleración durante la fase de apoyo. Esto se consigue mediante un aumento en la velocidad angular y una mejor rotación de la pelvis, que juntas permiten absorber, almacenar y liberar la energía elástica de manera efectiva para mejorar el impulso y la velocidad. Este aspecto toma mayor importancia a velocidades altas. Un mismo corredor puede llegar a duplicar su velocidad angular y rotación de pelvis corriendo a su velocidad de competición.

Cuando esto no sucede, el corredor no presentará una eficiencia mecánica óptima y acabará sufriendo probablemente, lesiones por sobre uso. La Figura 8 muestra que, al correr a ritmo de competición, la carga de impacto aumenta aproximadamente un 50%. Esto implica una necesidad biomecánica incrementada en un 50% para poder absorber dicha carga.

Metafóricamente, la pelvis tiene un funcionamiento similar al de la caja de pedales de una bicicleta. Requiere de tres necesidades básicas: estabilidad, simetría y movilidad. Si alguna de esta falla, el pedaleo podría dejar de ser eficiente y, con mucha probabilidad, terminaría por romperse.

Como puede observarse en la Figura 19, la pelvis presenta un comportamiento cinemático ondulatorio durante el ciclo de carrera en base a su demanda funcional para absorber y generar movimiento. Durante el primer apoyo, parte de una retroversión producida por la flexión de cadera y semi extensión de rodilla. Entorno al 10% del ciclo de carrera, la pelvis del lado de apoyo se elevará y rotará externamente con el fin de neutralizar la carga.

A partir del 10%, la pelvis realiza una anteversión, descenso lateral y rotación interna para acelerar el centro de masas.

Esta aceleración hacia la fase del primer vuelo es proporcional a la velocidad angular en plano transversal, de modo que a mayor velocidad de carrera se va a requerir mayor velocidad angular en esta primera fase de apoyo y, por consiguiente, una mayor aceleración durante el vuelo (Figura 4)

Entorno al 50% del ciclo de carrera tiene lugar el contacto del pie contralateral, repitiéndose de nuevo la situación descrita anteriormente, pero en el lado contrario.

La cadera parte en el contacto inicial con una flexión, ligera aducción y rotación interna, alcanzando su pico máximo de aducción entorno al 10% del ciclo de zancada. La rotación interna de cadera es mantenida durante la fase de apoyo y alcanza el pico máximo de extensión durante el despegue del pie junto al pico máximo de tilt anterior de la pelvis.

Durante la oscilación, la cadera busca de nuevo la flexión, mantiene una posición neutra en plano frontal aumentando su abducción y rotación externa entorno al 60% del ciclo. En fase final de oscilación, mantiene una flexión similar a la del contacto inicial, una posición neutra en plano frontal y una ligera rotación interna (Figura 20).

Sin embargo, aquellos corredores que tienen una oscilación vertical elevada (es decir, que se mueven más hacia arriba y hacia abajo mientras corren) muestran una mayor flexión de cadera alrededor del 60% del ciclo de carrera en comparación con el momento del contacto inicial del pie con el suelo, disminuyendo la eficiencia en carrera (como se muestra en la Figura 34).

La rodilla se flexiona durante el contacto inicial alcanzando el pico máximo de flexión entorno al 10% del ciclo de la fase de apoyo, correspondiente a la fase media de apoyo para seguir extendiéndose y conseguir el pico máximo de extensión durante el despegue del pie. Este momento constituye la triple extensión de cadera-rodilla-tobillo. Durante al apoyo mantiene una posición más o menos neutra en plano frontal y transversal. Durante la oscilación se alcanza el pico máximo de flexión de rodilla entorno al 60% del ciclo (Figura 20)

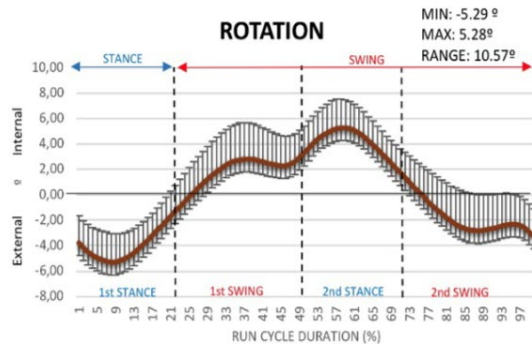
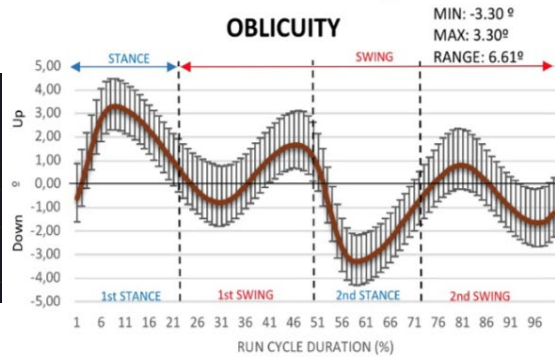
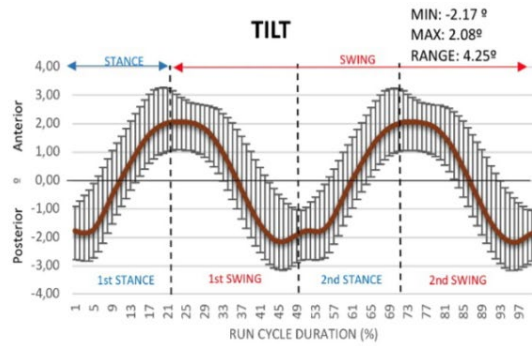
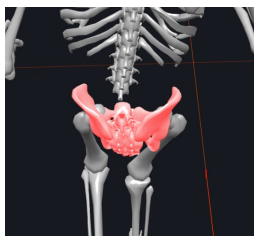
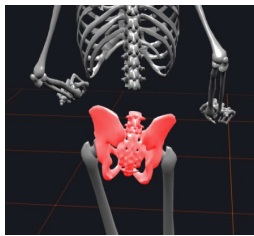
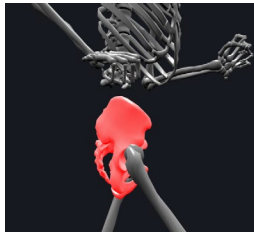


Fig. 19. Cinemática 3D pelvis durante la carrera. Promedio, línea marrón, variabilidad, banda de líneas verticales negras. Fases de carrera, líneas verticales discontinuas (21%, 49%, 78%)

El tobillo alcanza el pico máximo de flexión plantar en el despegue del pie y el de dorsiflexión junto a la máxima pronación entorno al 10% del ciclo para absorber la mayor fuerza de reacción del suelo. Después de la pronación máxima, el pie comienza a supinar, continuando durante el inicio de la oscilación. Al final de la oscilación aumenta de nuevo la supinación para posicionar el pie en el siguiente contacto con el suelo (Figura 20)

¿Cómo interpretar el conjunto de gráficas 3D durante la carrera?

En las gráficas 3D de la Figura 20 se puede observar una cinemática de cadera, rodilla y tobillo durante la carrera obtenidas mediante el sistema *gold standard* Qualisys de una triatleta corriendo a 13 km/h.

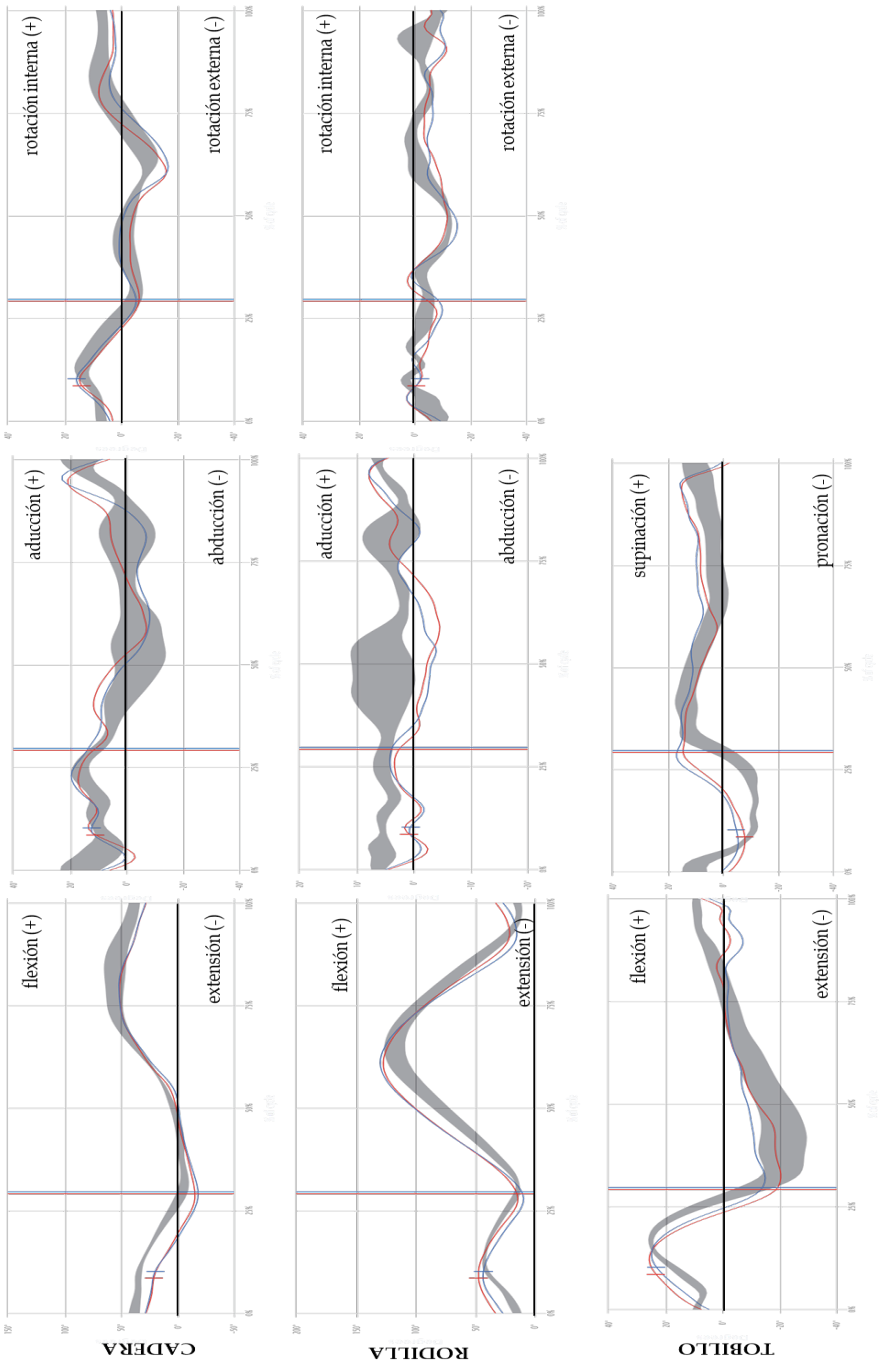
La primera columna representa el movimiento sobre el plano sagital, la segunda sobre el plano frontal y la tercera sobre el plano transversal.

El eje horizontal corresponde al porcentaje del ciclo de zancada y el eje vertical a los grados del movimiento articular.

Es importante para su interpretación localizar en primer lugar el 0° que puede apreciarse con una línea horizontal negra.

Las líneas azules corresponden a la extremidad derecha y la roja a la izquierda, aparecen de forma combinada en una misma gráfica. Las líneas verticales roja y azul corresponde al despegue del pie izquierdo y derecho, respectivamente.

La banda ancha de color gris se denomina banda de referencia y corresponde al movimiento de referencia que debería realizar el paciente. También es importante fijarse en la leyenda dentro de la gráfica para interpretar el movimiento y poder interpretar la cinemática.



Cinématica 3D extremidad inferior. Banda gris, banda de referencia. Línea azul, lado derecho. Línea roja, lado izquierdo.

Fig. 20.

Cinética de carrera

Fuerza de reacción del suelo (GRF)

Cuando el pie contacta con el suelo genera una fuerza denominada *ground reaction force (GRF)* de igual magnitud y en dirección opuesta que varía a lo largo del ciclo de la carrera y alcanza su pico máximo en la fase media de apoyo. La magnitud y la dirección pueden observarse visualmente mediante la flecha amarilla, indicando hacia donde se produce la fuerza y si esta es mucha o poca, para ello bastará ver su tamaño (Figura 21)

La trayectoria de la GRF durante una zancada completa parte del contacto inicial. Cuando el apoyo se hace de talón, la GRF comienza en el talón y cuando se hace de antepié, comienza en la parte delantera del pie. Tras el impacto inicial se produce un traslado de la GRF hacia la parte delantera del pie, alcanzando su valor máximo en la fase media. A partir de ahí, se produce la propulsión, en la que se reduce su magnitud a medida que el pie deja de contactar con el suelo.

La GRF durante la carrera se descompone en tres componentes; vertical, anteroposterior y medio-lateral actuando de forma dinámica y simultánea para establecer la interacción entre el pie y el suelo durante la fase de apoyo (Figura 22)

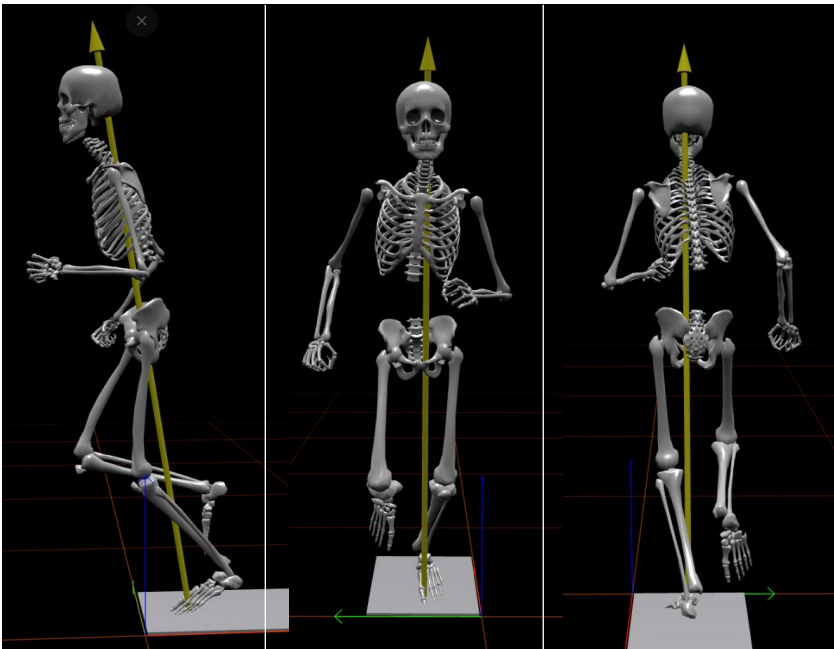


Fig. 21. Vector de la GRF durante la fase media de apoyo.

- *Componente Vertical:*

Representa la fuerza que da soporte el peso del cuerpo, alcanzando su pico máximo en fase media de apoyo.

En función del tipo de apoyo muestra un único pico si el pie contacta de medio o antepié o dos picos si el contacto se hace de talón, apareciendo el primero de ellos tras el impacto inicial y el segundo cerca del momento de despegue. Por otro lado, cuanto mayor es el ángulo de inclinación tibial en el contacto inicial, mayor probabilidad existe de generar dos picos en el componente de fuerza vertical.

- *Componente Anteroposterior:*

Representa la fuerza de frenado o hacia atrás durante la fase de deceleración y la fuerza de avance o hacia delante durante la propulsión o fase de aceleración.

Desde el contacto inicial hasta la fase media de apoyo se genera de forma gradual la fuerza hacia atrás o de frenado y desde la fase media de apoyo hacia el despegue la fuerza de propulsión hacia el avance.

- *Componente Medio-Lateral:*

Representan las fuerzas que aportan estabilidad durante el balanceo, siendo menores que las dos anteriores, pero no por ello menos importantes porque si estas fuerzas no se producen la capacidad de absorción será significativamente menor.

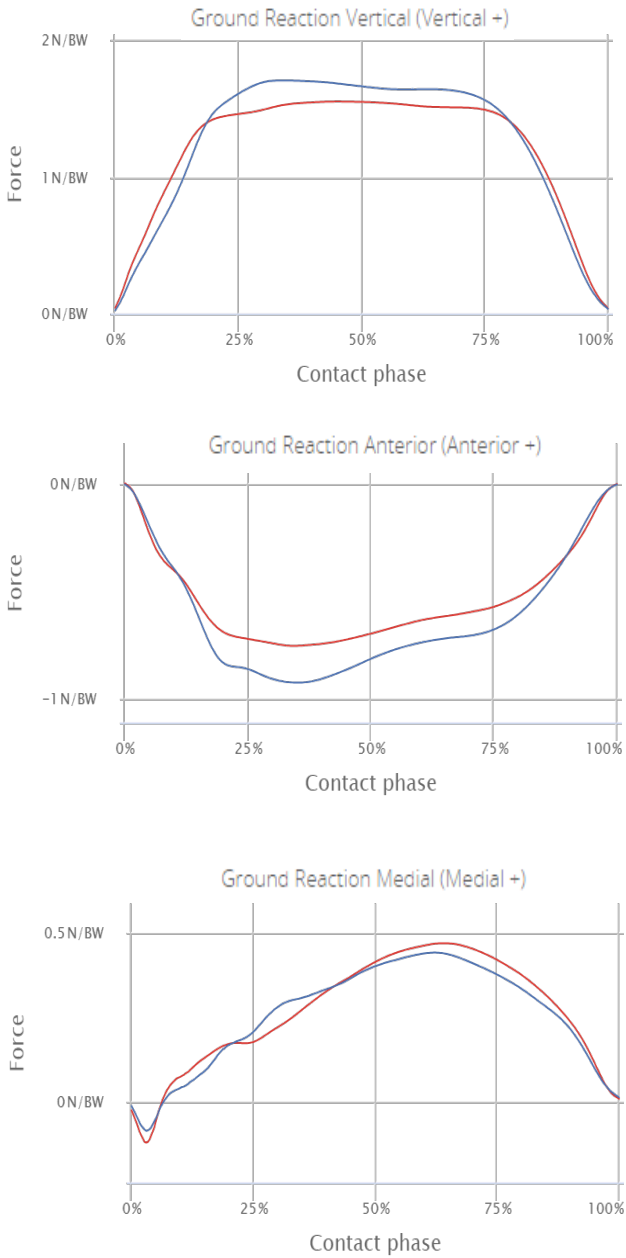


Fig. 22. Fuerza vertical, medio-lateral y anteroposterior durante la fase de apoyo. Azul, pie derecho y rojo, pie izquierdo.

Como puede observarse en la Figura 22, el pie derecho genera mayor fuerza de frenado y hacia abajo que el izquierdo entorno al 30% del ciclo de zancada

Momento de fuerza

El momento de fuerza hace referencia al momento de torsión o torque de una fuerza aplicada a una articulación para producir una rotación alrededor de su eje (Martínez Gramage, 2024)

Nos permite comprender la carga que soportan las diferentes articulaciones y cómo se distribuye durante la fase de apoyo.

El momento de fuerza durante la eversión del tobillo, medido en Newton-metros por peso corporal (Nm/Bw), se interpreta como la relación entre el momento de fuerza ejercido por los músculos eversores del tobillo y el peso corporal de la persona. Una menor capacidad para generar fuerza de eversión en relación con el peso del corredor podría indicar debilidad en los peroneos, como es el caso del pie izquierdo de la siguiente gráfica (Figura 23) El momento de fuerza se calcula por separado para las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo.

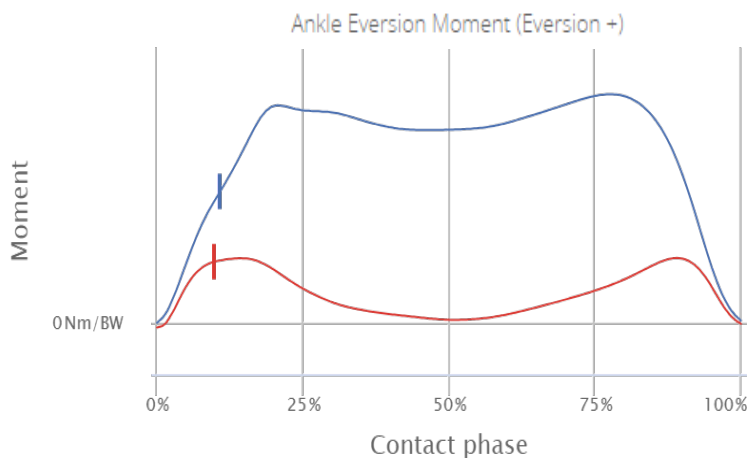


Fig. 23. Momento de fuerza durante la eversión, siendo mayor en el pie derecho (azul) que en el izquierdo (rojo)

Potencia

La potencia es el resultado de multiplicar la fuerza generada por la velocidad a la que se aplica dicha fuerza, es decir, determina la tasa a la que se realiza el trabajo o se transfiere energía cuando corremos (Figura 24). Se expresa en vatios (W) como valor absoluto o en W/kg como valor relativo al peso corporal. Los corredores más rápidos se caracterizan porque son capaces de generar un alto valor de potencia en relación con su peso corporal (Albiach et al., 2021)

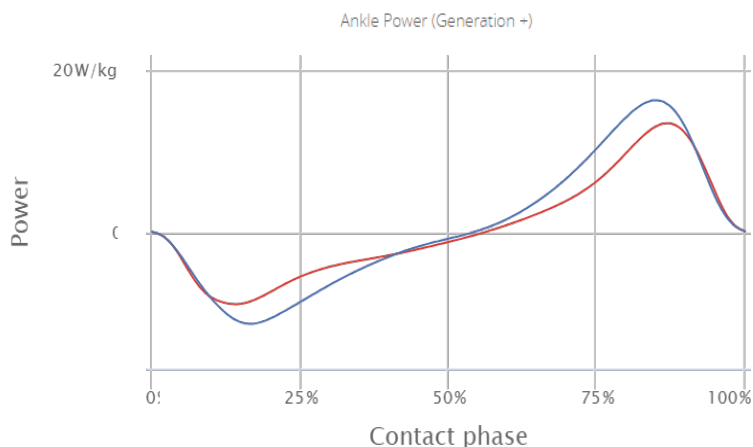


Fig. 24. Potencia durante la eversión, siendo mayor en el pie derecho (azul) que en el izquierdo (rojo)

Actualmente, la mejor manera de poder cuantificar la potencia de manera práctica es mediante sensores IMU, los cuales estiman la potencia en tiempo real, pudiendo ser una variable indicativa de la carga de trabajo que puede ser visualizada en el propio reloj durante el entrenamiento o competición. Dada su importancia, ampliaré este punto en la sección de Sensores IMU.

Electromiografía dinámica de superficie (sEMG)

La sEMG permite conocer el comportamiento muscular entendido desde diversos aspectos y para ello, es necesario que el sistema de electromiografía utilizado permita detectar los eventos durante la carrera para conocer en cada fase que está sucediendo. Para ello, el sEMG debe sincronizarse con un acelerómetro y un giroscopio integrado. El acelerómetro detectará a partir de la aceleración vertical cuando se produce el contacto o despegue del pie por el cambio brusco en la aceleración y el giroscopio indicará en que pie se ha producido al detectar los movimientos laterales sobre el eje Y, es decir de derecha a izquierda o viceversa. Con ello, podremos saber con alta precisión el comportamiento muscular durante la carrera. Si el equipo no detecta los eventos, la información sEMG obtenida aportará una información muy general y poco precisa.

Por un lado, podemos conocer la intensidad con la que el músculo se activa, es decir, si es mayor o menor, así como el momento en la que se inicia la activación (*onset*) y cuando finaliza (*offset*)

El período de tiempo comprendido entre el *onset* y el *offset* se denomina *timing* o tiempo de activación muscular, de modo que existen variables de intensidad de activación en la que la unidad de medida es el voltio (V), milivoltio (mV) o microvoltio (μ V) y variables temporales como el *onset*, *offset* y *timing*, en la que la

unidad de medida es el milisegundo (ms). Además, también podemos conocer el comportamiento neuromuscular en condiciones de fatiga cuando analizamos el espectro de frecuencias. En este sentido, encontramos músculos fatigados cuando su mediana de frecuencia de activación es menor y con ello, su capacidad para generar fuerza disminuye. Por el contrario, y como respuesta compensatoria para intentar mantener el rendimiento deseado, la intensidad es mayor (Konrad, 2006)

La actividad sEMG varía en función de la velocidad de carrera, de modo que es importante conocer la velocidad a la que se ha establecido la banda de referencia o de datos normativos respecto al *timing* de activación que lleva incorporada el software con el que se está trabajando. Utilizaré una tabla de elaboración propia para explicar la actividad sEMG durante la carrera (*timing*) a velocidades de entre 9 y 12 km/h. Esta tabla ha sido creada con el software BTS EMG-Analyzer (BTS FREEMG 1000, BTS Bioengineering, Milán, Italia) (Moltó et al., 2020) y se muestra en la Figura 25.

En el eje horizontal se representa una zancada o ciclo de carrera, iniciándolo con el contacto del pie derecho al 0% y finalizándolo al 100% (Figura 25)

Entorno al 10% se produce como veíamos en la sección de cinética, la mayor fuerza del pie contra el suelo. Como puede observarse, la mayoría de los músculos excepto el grupo isquiotibial y peroneo largo, necesitan activarse para absorber la carga. Desde el 0% al 10% es una fase de deceleración en la que se acumula energía elástica para ser liberada a partir de la fase media del apoyo.

Entorno al 20% se produce el despegue del pie derecho y con ello el inicio del primer vuelo que finaliza entorno al 50% con el contacto del pie izquierdo. Antes de que este pie contacte el suelo el glúteo medio derecho se activa durante el vuelo para estabilizar la pelvis e impedir que caiga con el contacto del pie izquierdo del 35% al 45%. En la Figura 26 puede observarse un retraso en la activación del glúteo medio izquierdo (línea roja) lo que lleva a una caída de la pelvis del lado izquierdo al contactar el pie derecho, es la conocida como caída de la pelvis contralateral, siendo un principal factor de riesgo en carrera (Bramah et al., 2018; Martínez-Gramage et al., 2020)

Del mismo modo, el peroneo largo y tibial anterior también se activan en la oscilación para alinear y posicionar correctamente el pie.

El recto femoral derecho se activa antes del contacto del pie izquierdo para lanzar la extremidad derecha hacia delante seguido del glúteo mayor del 60% al 80% del ciclo. Esta coordinación muscular entre recto femoral y glúteo mayor permiten controlar y, a su vez, frenar la velocidad angular de la pierna al lanzar la extremidad hacia delante. Finalmente, el grupo isquiotibial es el encargado de controlar el frenado de la extensión de la pierna.

Durante esta fase final de oscilación, la fuerza muscular máxima alcanza hasta 10 veces el peso corporal del corredor (Sun et al., 2015) La longitud de la unión músculo-tendón aumenta aproximadamente un 10% para todos los isquiotibiales (Chumanov et al., 2011; Schache et al., 2012) , y la actividad muscular máxima, las velocidades de alargamiento y el trabajo negativo realizado por los isquiotibiales ocurren durante la transición entre la oscilación tardía y terminal (Bramah et al., 2024)

Varios aspectos importantes por destacar son:

- **Activación muscular durante la fase final de la oscilación:** Se observa una activación significativa de numerosos músculos en la fase final de la oscilación o segundo vuelo, lo que permite posicionar biomecánicamente la extremidad inferior para un contacto óptimo del pie con el suelo.
- **Coordinación agonista-antagonista:** Hay una coordinación precisa en la activación de los músculos agonistas y antagonistas del grupo extensor y flexor de la rodilla, facilitando así la transición suave de la flexión a la extensión de la rodilla.
- **Co-contracción de dorsiflexores y plantiflexores:** Durante la fase de apoyo, la co-contracción entre los músculos dorsiflexores y plantiflexores mejora la estabilidad de la articulación.
- **Acumulación de energía elástica:** La energía elástica se acumula durante la activación excéntrica de los músculos, siendo almacenada principalmente a nivel tendinoso para su uso posterior.

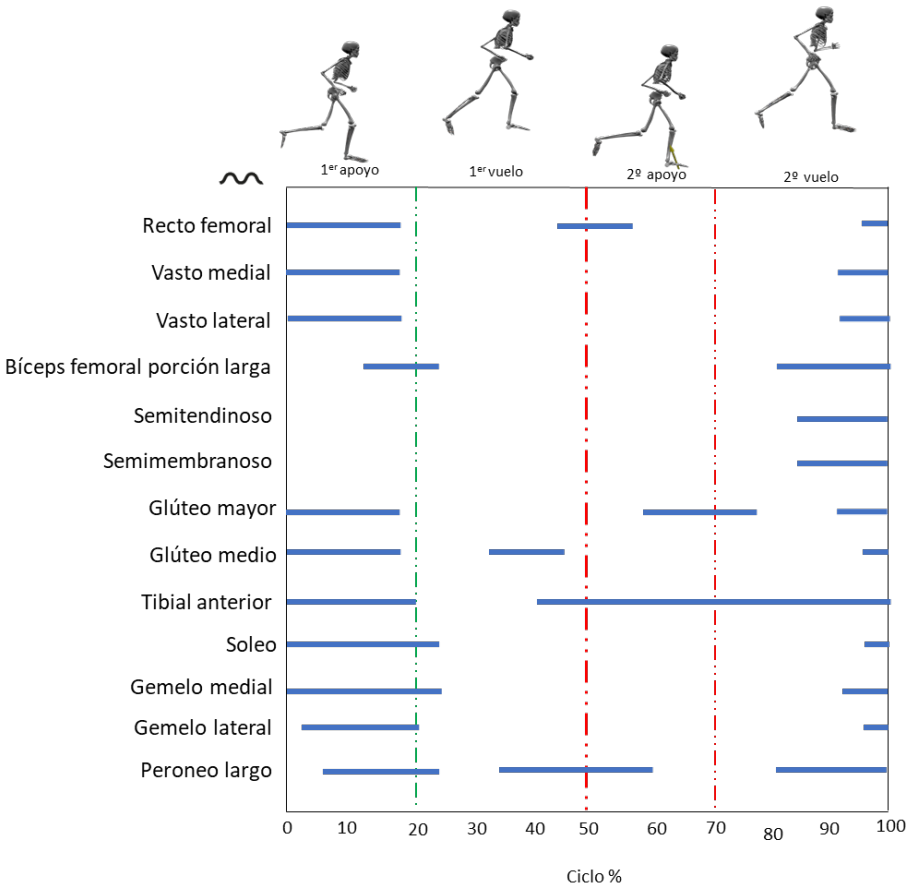


Fig. 25. Timing de activación muscular durante la carrera. Elaboración propia a partir del BTS EMG-Analyzer. Despegue pie derecho (línea verde discontinua, contacto del pie izquierdo (línea roja discontinua gruesa), despegue del pie izquierdo (línea roja discontinua delgada)

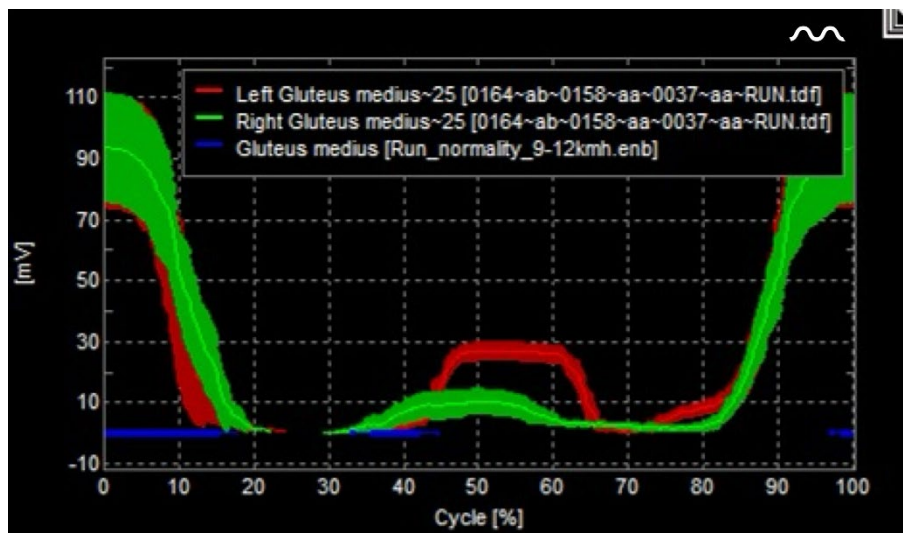


Fig. 26. Activación del glúteo medio durante la carrera. Glúteo medio izquierdo (línea roja), glúteo medio derecho (línea verde), banda de referencia del *timing* de activación (línea azul).

Las lesiones de pantorrilla son muy comunes en las poblaciones deportivas, específicamente las lesiones del músculo sóleo (Pedret et al., 2015), de modo que la forma en la que el pie contacta con el suelo puede influir sobre su *timing* de activación.

Recordemos que el músculo sóleo acumula la energía elástica cuando es contraído excéntricamente, de modo que cuando existe un ángulo de inclinación tibial grande y el contacto inicial del pie se produce alejado de la vertical de la rodilla tardará más tiempo

en iniciar su contracción excéntrica y, por tanto, en iniciar su activación. Esto provoca, por un lado, que se retrase su función amortiguadora y por otro, se llegue tarde a la correcta recepción del peso corporal entorno al 10% del ciclo cuando se genera la mayor fuerza contra el suelo. Observe la Figura 27, pueden apreciarse ambos comportamientos de la activación muscular del sóleo en función del tipo de contacto inicial del pie.

La imagen de arriba corresponde con una activación tardía y de menor intensidad en fase de apoyo, consiguiendo su máxima activación una vez se ha realizado la mayor fuerza contra el suelo entorno al 10% del ciclo. Generalmente se debe al realizar el contacto inicial con un ángulo de inclinación tibial mayor.

La imagen de abajo correspondería a un *timing* de activación correcto caracterizado por un inicio de su activación, en tiempo e intensidad antes de contactar el pie en el suelo preparándolo para una correcta absorción de carga antes de llegar al 10% del ciclo de carrera.

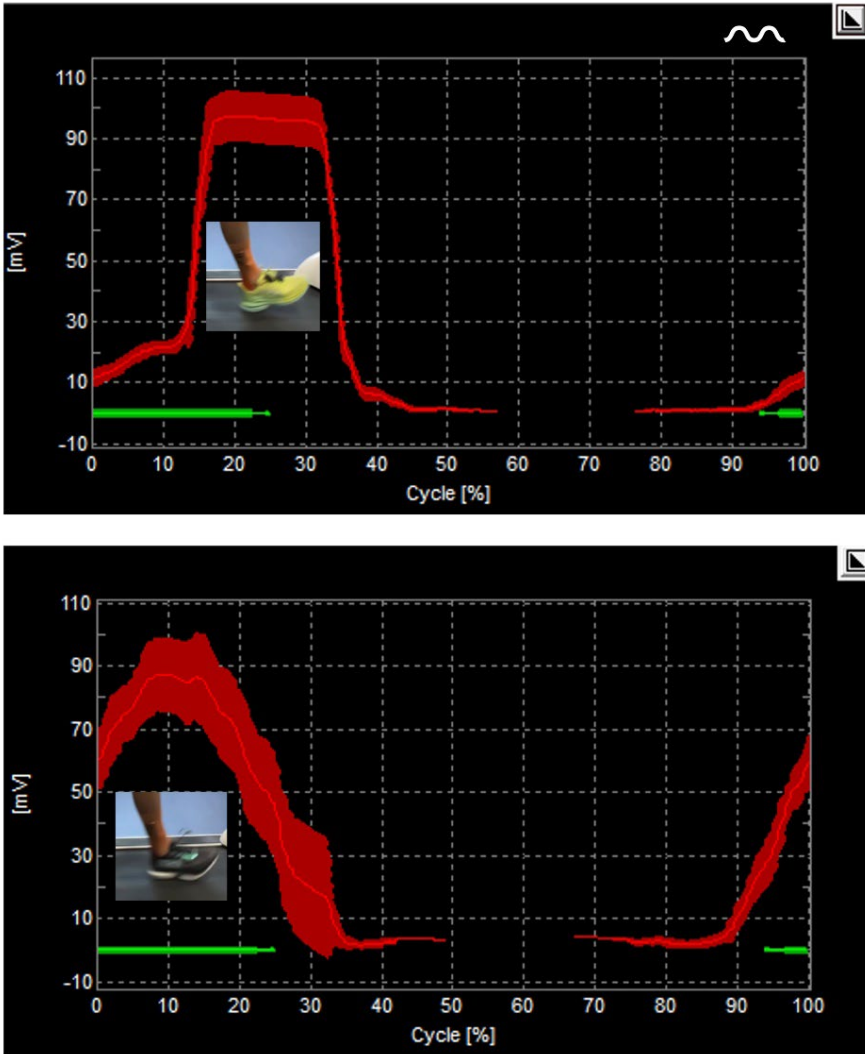


Fig. 27. *Timing* de activación del sóleo. Arriba con mayor ángulo de inclinación tibial y abajo con menor ángulo. Banda de referencia, línea verde,

Otro aspecto interesante para analizar con la sEMG es el componente de simetría entre derecha e izquierda. Para ello se deben analizar los mismos músculos en cada pierna y establecer su parecido o simetría superponiendo en una misma gráfica ambas señales eléctricas. Muestro en las Figuras 28 y 29, el caso de dos triatletas profesionales, una de ellas no es capaz de asimilar la carrera a pie de manera correcta porque habitualmente presenta lesiones por sobre uso impidiendo acumular volumen e intensidad. Obsérvese en la Figura 28, como las dos señales de sEMG para cada uno de los músculos analizados de cada extremidad, siendo la roja la izquierda y la verde la derecha, no están superpuestas indicando un comportamiento asimétrico en su activación muscular. Además, al analizar la cinemática 3D de pelvis puede observarse como las curvas cinemáticas quedan fuera de la banda normativa con escaso rango en la rotación de pelvis (Figura 28). Como explicaba en la sección de cinemática, la rotación pélvica llega a triplicar el rango corriendo a velocidad rápida. En este ejemplo, la velocidad es de 12km/h y el rango de la rotación es de 7°-8° cuando debería ser mayor de 13°.

En la Figura 29 puede observarse la sEMG y cinemática 3D de pelvis de una triatleta profesional corriendo a 12km/h sin sufrir ningún tipo de lesión y asimilando correctamente la carrera a pie. Obsérvese que tanto las curvas de la cinemática como las señales de sEMG presentan una mayor simetría que en el caso de la triatleta de la Figura 28. Especialmente, destacaría el aumento de la rotación pélvica necesaria para que esta simetría sea mayor, así como un mayor parecido entre los músculos analizados para cada extremidad. Ambas señales están capturadas y analizadas mediante los sistemas Freemg de 8 canales e IMU BTS G-sensor (BTS Bioengineering Garbagnate Milanese, Italia).

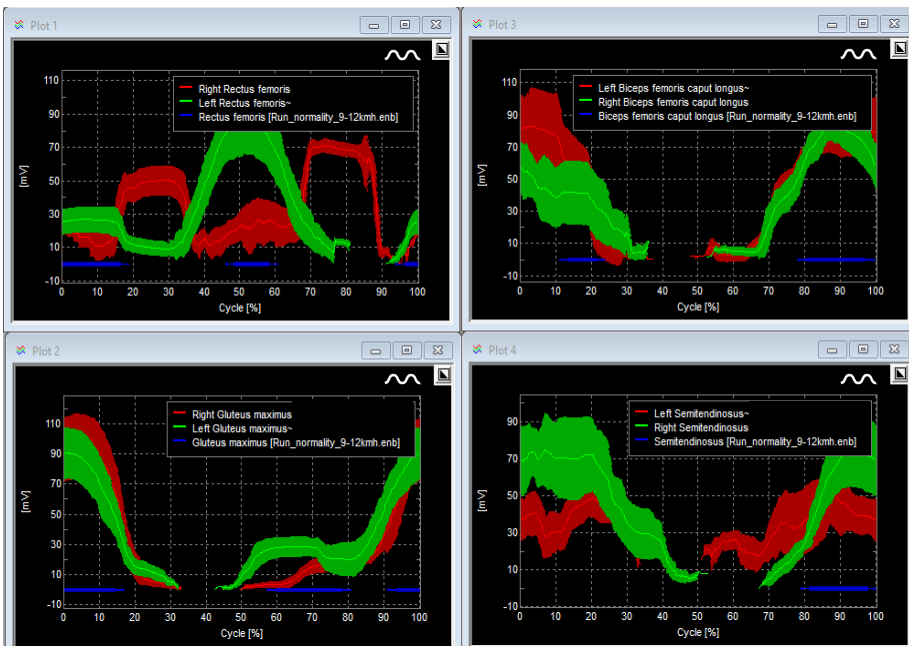
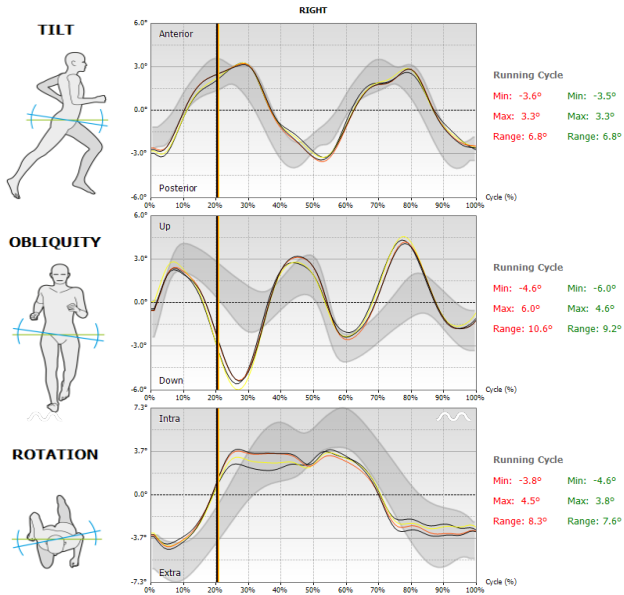


Fig. 28. Relación entre la cinemática 3D de pelvis y la simetría en la activación muscular en una triatleta con lesiones recidivantes por sobre uso y dificultades para asimilar la carrera a pie.

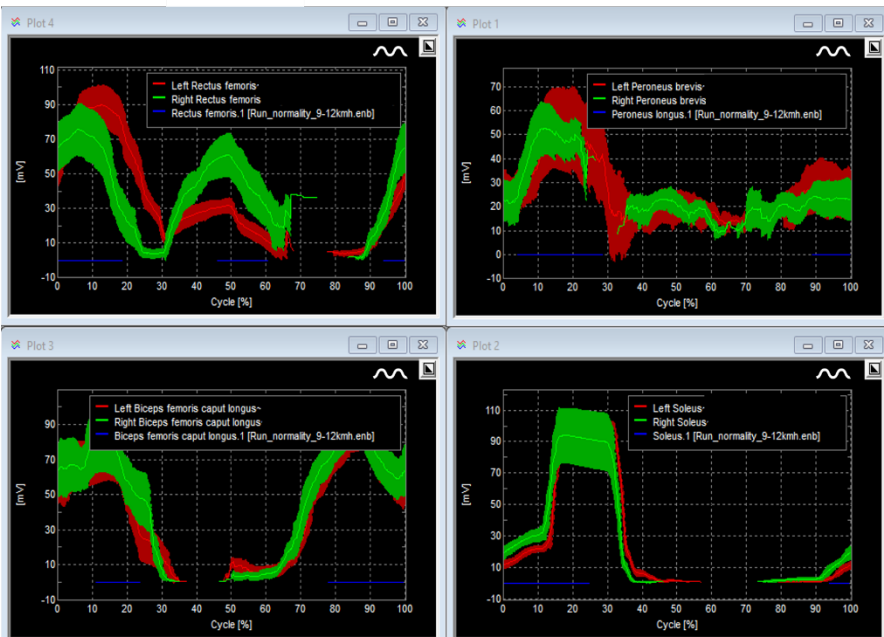
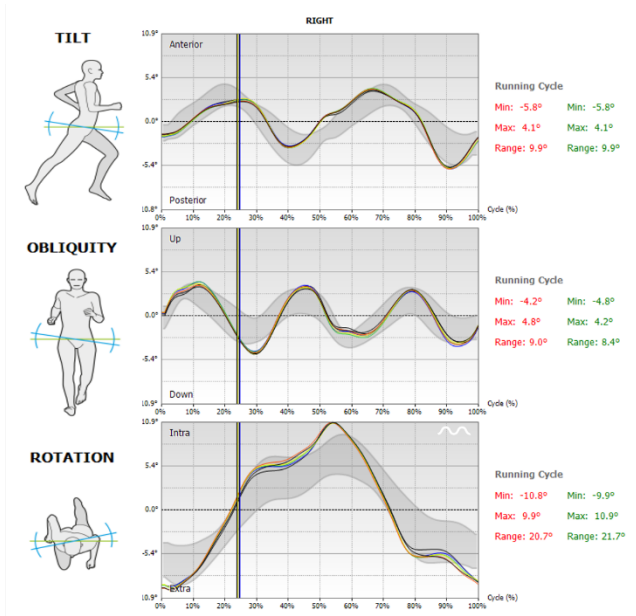


Fig. 29. Relación entre la cinemática 3D de pelvis y la simetría en la activación muscular en una triatleta sin lesión y con buena capacidad para asimilar las sesiones de carrera a pie.

Sensores IMU

Las unidades de medición inercial (IMU) son un tipo de tecnología portable utilizada cada vez más, tanto como herramienta para la biomecánica de la carrera, como para el entrenamiento (Benson et al., 2022).

Uno de los aspectos más importantes es que este tipo de tecnología permite analizar cada zancada en el ambiente real del deportista fuera de un laboratorio y además, mucho menos costoso que un equipo de biomecánica tradicional. Esto les hace ser accesibles, prácticos de utilizar, rápidos en proporcionar la información, válidos y fiables.

Destacaría que el punto de inflexión vivido en estos últimos años ha sido el aumento exponencial del conocimiento a medida que han surgido nuevos dispositivos para medir o estimar métricas que antiguamente sólo era posible hacerlo en un laboratorio costoso y en condiciones menos reales que el propio entorno de entrenamiento o de competición.

¿Qué es un IMU tecnológicamente hablando y qué variables mide para el análisis biomecánico de la carrera?

Un IMU *gold standard* como el BTS G-sensor (BTS Bioengineering Garbagnate Milanese, Italia), consta de un acelerómetro triaxial de 16 ejes con múltiples sensibilidades (± 2 , ± 4 , ± 6 , ± 8 y ± 16 g)

con una frecuencia de 4 Hz a 1000 Hz, un giroscopio triaxial con múltiples sensibilidades (± 250 , ± 500 , ± 1000 , ± 2000 o/s), con una frecuencia que oscila entre 4 Hz a 8000 Hz, y un magnetómetro triaxial de 13 bits (± 1200 μ T), con una frecuencia superior a 100 Hz (Moltó et al., 2020).

Las variables principales que capta relacionadas con la carrera son:

- Variables a partir del acelerómetro: aceleración en X Y Z, aceleración total, frenado, impacto, tasa de la ratio de impacto, oscilación vertical, eventos (contacto y despegue del pie), variables espaciales y temporales, estimación de la potencia, estimación de la *GRF* y colisión.
- Variables a partir del giroscopio y magnetómetro: en función de su colocación aportará información de la velocidad angular y rango de la articulación. El magnetómetro determinará la orientación absoluta del dispositivo. Por ejemplo, si está colocado a nivel del sacro aportará la cinemática 3D del comportamiento de la pelvis como puede observarse en las Figuras 28 y 29.

Además de este dispositivo, existen otros en el mercado como Garmin, Stryd, RunScribe y Fourth Frontier. La clave en todos ellos es su vinculación al reloj permitiendo ver en tiempo real muchas de las métricas que aportan, pudiendo ser visualizadas de manera más amplia en el dashboard del ordenador o descargar los registros en diversos formatos para su uso en investigación. Veamos qué información podemos obtener de cada uno de ellos y su interpretación de variables:

Dispositivo Garmin

Aporta dos opciones, la banda de pecho tradicional para el registro de la frecuencia cardíaca y el POD que se coloca detrás del short o malla de correr (Figura 30). Ambas opciones aportan las mismas variables relacionadas con las dinámicas de carrera como la cadencia, longitud de zancada, tiempo de contacto, oscilación y ratio vertical.



Fig. 30. POD y banda de pecho de Garmin

Una vez vinculado al reloj se pueden visualizar los campos de dinámicas de carrera en tiempo real, siendo de gran utilidad para la readaptación mediante feedback o *gait retraining* (Figura 31)

La siguiente tabla muestra los valores óptimos con la finalidad de mejorar la eficiencia en carrera:

Variable	Valor óptimo
Longitud de zancada (m)	Depende de la velocidad. Como referencia a ritmo suave debe ser menor de 1m (POD o Banda)
Oscilación vertical (cm)	Es el rebote: POD: < 9cm, Banda: < 11cm
Cadencia (p/m) (Perpiñá-Martínez et al., 2023)	Pasos por minuto: > 170p/m (POD o Banda)
Ratio vertical (%)	Relación entre oscilación vertical y longitud de zancada: < 9% (POD o Banda)
Tiempo de contacto (ms)	Contacto del pie en el suelo: < 250ms (POD o Banda)
Equilibrio del tiempo de contacto (%)	50%-50% (POD o Banda)

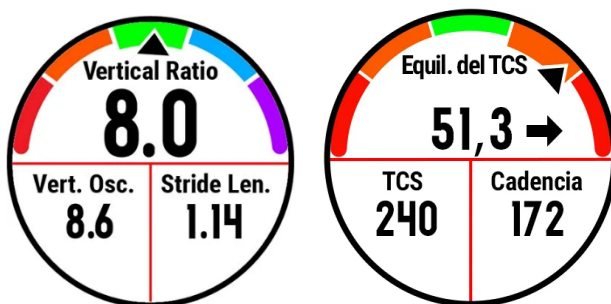


Fig. 31. Campos de dinámicas de carrera de Garmin visualizados en el reloj

Dispositivo Stryd

Es el IMU por excelencia para el entrenamiento por estimación de la potencia en carrera y al igual que Garmin, permite su vinculación en el propio reloj. Hay que destacar que Stryd estima la potencia a partir de la aceleración, siendo una variable válida de acuerdo con Imbach et al. 2020 (Imbach et al., 2020)

Se trata de un sensor que va colocado en la cordonera de la zapatilla y también existe la posibilidad de utilizar dos pods para monitorizar cada pie por separado. Las principales variables que registra y los valores óptimos son:

Variable	Valor óptimo
Potencia absoluta (W)	En función de la velocidad
Potencia relativa (W)	En función de la velocidad y peso del corredor.
Longitud de zancada (m)	Depende de la velocidad. Como referencia a ritmo suave debe ser menor de 1m.
Oscilación vertical (cm)	Es el rebote: POD: < 8 cm
Ratio vertical (%)	Relación entre oscilación vertical y longitud de zancada: < 9%
Cadencia (p/m) (Perpiñá-Martínez et al., 2023)	Pasos por minuto: > 170p/m
Leg spring stiffness (LSS) (kN/m)	Rigidez de la pierna < 12 KN/m
Tiempo de contacto (ms)	Contacto del pie en el suelo: < 250ms
Equilibrio del tiempo de contacto (%)	50%-50%
Equilibrio LSS (%)	50%-50%
Equilibrio oscilación vertical (%)	50%-50%

Tasa de ratio de impacto (Bw/s)	50/60 Bw/s a ritmo medio-bajo y por encima de 90 Bw/s a ritmos altos
--	--

La clave de una carrera eficiente se basa en la gestión de la potencia, disminuyendo el trabajo vertical y medio-lateral para aumentar el trabajo horizontal (Albiach et al., 2021) (Figura 32)

La variable clave de Stryd que indica la gestión de la potencia se denomina *Form Power Ratio* o FPR y es posible verla en tiempo real con la app Stryd workout para vincularla al reloj. Muestra el porcentaje de potencia en componente vertical y medio-lateral, de manera que cuanto menor sea, mayor será el porcentaje de trabajo horizontal hacia el avance. Como datos de referencia a tener en cuenta, la eficiencia en carrera se consigue manteniendo un FPR a ritmo medio-bajo por debajo del 30%, es decir, el 70% correspondería a la potencia generada en componente horizontal. El FPR debe ser dependiente de la velocidad y digo dependiente porque al aumentar la velocidad el FPR debe disminuir.

Los atletas o triatletas más rápidos son capaces de generar un FPR por debajo del 20% a ritmo de competición, tanto en distancias cortas como en distancia maratón. Además, para correr rápido deben mover una elevada cantidad de vatios/kg, reducir el tiempo de contacto del pie en el suelo por debajo de los 200ms y mantener una cadencia elevada (Albiach et al., 2021)

En este sentido, existen otras variables del dispositivo RunScribe que también serán indicativas de una elevada eficiencia en carrera a ritmo alto.

Aunque todavía no hay evidencia publicada sobre ello, parece ser que existe una correlación alta entre el FPR de Stryd y el Swing Force Ratio de RunScribe pero de manera inversa, es decir, a medida que disminuye el FPR aumenta el Swing Force Ratio. La explicación se debe a que un FPR menor es indicativo de mayor trabajo horizontal y un Swing Force Ratio mayor es indicativo de mayor tasa de fuerza durante el vuelo en componente horizontal. Como mostraba en la Figura 4, los corredores más eficientes son capaces de generar una mayor aceleración total en la fase de vuelo y de ahí que el Swing Force Ratio sea también mayor.

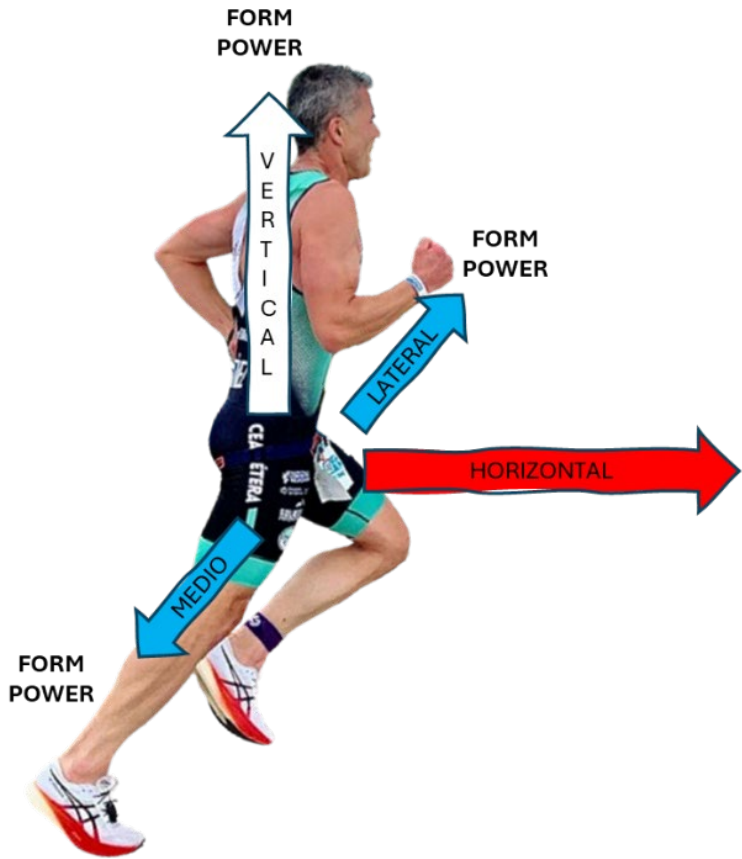


Fig. 32. Potencia relativa o *Form Power*

Otra forma de calcular la potencia horizontal es restar la potencia absoluta menos la potencia relativa o *Form Power*. Por ejemplo, si un corredor mueve 350 w a su ritmo de competición con una potencia relativa de 70w, movería 280w en componente horizontal ($350w - 70w$). Si quisiéramos conocer el valor de FPR multiplicaríamos la potencia relativa por 100 y la dividiríamos por la potencia absoluta ($70w * 100 / 350w$). En el caso de este corredor, correspondería a un 20% de FPR, con lo que estaría moviendo un 80% de potencia horizontal.

Además de las métricas relacionadas con las dinámicas de carrera, aporta una variable muy interesante explicada en la sección de dinámicas de carrera avanzadas, sobre la carga mecánica. Esta variable se denomina tasa de ratio de impacto (ILR) y es una variable clave para cuantificar como de rápido se alcanza la fuerza vertical máxima cuando el pie contacta con el suelo. Cuando queremos cuantificar de manera global el efecto acumulado de la tasa de ratio de impacto, se utiliza la puntuación de estrés de extremidad inferior (LBSS), de forma que podemos ver en un único dato la carga mecánica experimentada al ser el sumativo del ILR de cada entrenamiento (Figura 33)

Si el deportista utiliza Stryd de manera habitual, el ILR es la principal variable que deberíamos observar en las últimas semanas antes de haberse producido una lesión por sobre uso accediendo al histórico de sus entrenamientos en la aplicación móvil. Especialmente, es de interés observar la diferencia entre el ILR a ritmo en zona 2 y a ritmo en zona 4 porque debe existir una diferencia de valor importante, siendo menor el ILR en zona 2 que en zona 4. Por ejemplo, un corredor eficiente presentaría un ILR en torno a 55-65 Bw/s corriendo en zona 2 y de 95-110 Bw/s en zona 4. Sin embargo, un corredor que de manera reiterada presenta lesión por sobre uso, presentaría un ILR en torno a 70-90 Bw/s corriendo en zona 2 y de 100-120 Bw/s en zona 4. Esto indica que hay un problema en la absorción de carga.



Fig. 33. Puntuación de estrés de extremidad inferior (LBSS) de los tres entrenamientos de una semana con una carga total de 129 LBBSS

Dispositivo RunScribe

Aporta dos IMU para los pies y un tercero para el sacro. Los tres sensores se sincronizan obteniendo información relacionada con el contacto del pie en el suelo e información estimada desde el centro de masas a nivel sacro. Su punto fuerte es la sincronización en tiempo real para poder ver mientras corres variables clave para el proceso de readaptación o *gait retraining* que describiré en la siguiente sección. Actualmente, es el sistema más completo en el mercado para el análisis biomecánico y readaptación de carrera que existe.

Describiré las principales métricas de interés y valores óptimos relacionados con la eficiencia en carrera de las múltiples que muestra:

Variable	Valor óptimo
Longitud de zancada (m)	En función de la velocidad
Tiempo de contacto (ms)	Contacto del pie en el suelo: < 350ms
Cadencia (p/m) (Perpiñá-Martínez et al., 2023)	Pasos por minuto: > 170p/m

Relación de vuelo (%)	<p>Porcentaje de la zancada que se pasa en el aire:</p> <p>8%-12% ritmo bajo</p> <p>13%-25% ritmo bajo</p> <p>> 26% ritmo rápido</p>
Oscilación vertical (cm)	<p>Es el rebote:</p> <p>< 7 cm</p>
Colisión (Gs)	<p>Es la combinación del impacto y frenado en una sola métrica:</p> <p>9-13</p>
Impacto (Gs)	<p>Impacto del pie en el suelo:</p> <p>7-9</p>
Frenado (Gs)	<p>Frenado en componente horizontal:</p> <p>7-9 a velocidades medio-baja</p> <p>> 10 a velocidades altas</p>
Pico vertical de fuerza de reacción del suelo. PVGRF (F(Bw))	<p>Estimación de la GRF máxima:</p> <p>< 3 ritmo medio-bajo</p> <p>>3.1 ritmo alto</p>
Colocación del pie en el contacto	<p>0 a 6 apoyo de talón</p> <p>6 a 9 apoyo de medio pie</p> <p>9 a 15 apoyo de ante pie</p>

Pronación (°)	Rango de pronación desde el contacto del pie hasta su máxima pronación: 10°-18°
Máxima velocidad de pronación (°/s)	Máxima velocidad angular desde el contacto del pie hasta su máxima pronación: 500°/s - 800°/s
Ángulo de zancada (°) (Santos-Concejero et al., 2014)	Ángulo de la tangente de la parábola que surge del movimiento de una zancada.
Leg spring stiffness (LSS) (kN/m)	Rigidez de la pierna < 10 KN/m
Ratio de fuerza en la oscilación (N/kg/s)	Fuerza media durante la oscilación: < 1.4 ritmo medio-bajo > 1.5 ritmo alto
Tiempo desde la máxima pronación hasta el despegue (ms)	200ms-250ms ritmos medio-bajos < 200 ms ritmos altos

Una misma variable puede tener valores de referencia diferentes como es el caso de la oscilación vertical y esto se debe al lugar de colocación del sensor.

La altura de esa oscilación la calcula a partir de la integral de la aceleración vertical para obtener la velocidad y posteriormente, de la integral de esa aceleración para obtener la posición. De este modo estima el desplazamiento en centímetros del centro de masas con un sensor colocado en el pie en el caso de Stryd y en el caso de RunScribe, colocado a nivel sacro. Un aspecto muy importante en el caso de estos dos sensores es poner de manera correcta el peso y altura del sujeto debido al cálculo de las variables. Recordemos que estos sistemas estiman variables a partir de la aceleración y para estimar, por ejemplo, variables de fuerza se debe multiplicar la masa por la aceleración, de acuerdo con la segunda ley de Newton.

Respecto al tiempo de contacto del pie en el suelo, Garmin lo estima desde la banda de pecho o pod en el pantalón y Stryd o RunScribe desde el propio pie. En cualquier caso, son variables fiables, pero no intercambiables de un sistema a otro pese a ser la misma (Cartón-Llorente et al., 2021; Pinedo-Jauregi et al., 2022)

Otra variable interesante para determinar la economía de carrera es el ángulo de zancada. Este ángulo se define como el ángulo formado entre la tangente teórica, que se crea a partir de un arco trazado desde el punto de despegue hasta el punto de contacto con el suelo del mismo pie, y la superficie del suelo (Santos-Concejero et al., 2014). Cuanto menor es el ángulo mayor economía de carrera, siendo un valor inferior a 2° el ángulo de referencia.

En el siguiente ejemplo (Figura 34), puede observarse como el corredor con un rango de flexión de cadera mayor desde el contacto inicial hasta el pico máximo de flexión entorno al 80% del ciclo, es menos eficiente que el que presentan un menor rango cinemático.

Mientras que el primero presenta un rango de 25° , el segundo no va más allá de los 10° , lo que le hace ser más eficiente llevándole a gestionar la potencia con mayor componente horizontal. Al hacer mayor flexión de cadera, eleva más su centro de masas y con ello, su oscilación vertical es mayor, lo que genera un mayor ángulo de zancada, un FPR mayor y una mayor fuerza vertical contra el suelo. En una situación ideal, a ritmo de competición se debería estar cerca de un FPR del 20% con un ángulo de zancada por debajo de los 2° .

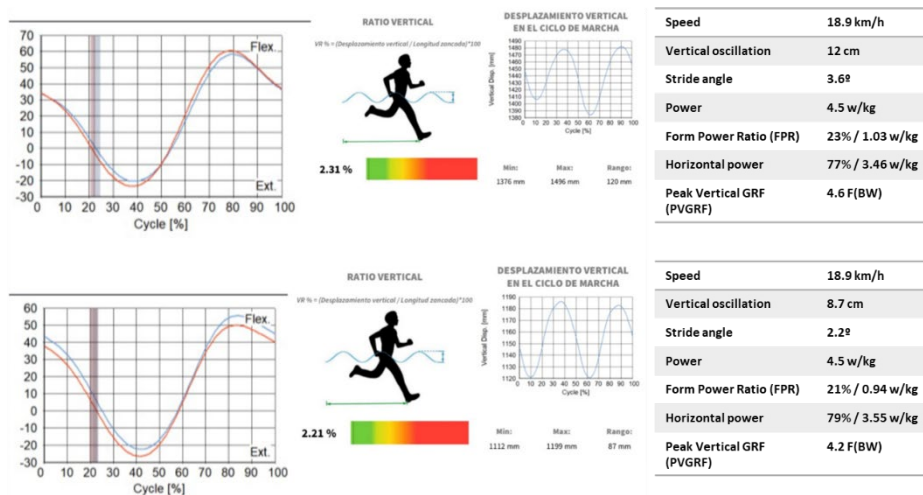


Fig. 34. Relación entre oscilación vertical, flexión de cadera y eficiencia en carrera.

Dispositivo Fourth Frontier

Incorpora una banda de pecho que integra en un mismo dispositivo dos tipos de mediciones, las cardiológicas a partir del ECG como la variabilidad de la frecuencia cardíaca, frecuencia cardíaca, frecuencia respiratoria o estrés cardíaco y las biomecánicas a partir de la cadencia y la colisión (Figura 35). Sin duda, la combinación más completa.



Fig. 35. Sensor Fourth Frontier y vinculación a los dispositivos.

En las Figuras 36 y 37, se muestra la combinación de variables cardíacas y biomecánicas con el sensor Fourth Frontier para ver la evolución de la fatiga. Las variables las calcula a partir de la banda de pecho.

Como ejemplo, se muestran los datos de un entrenamiento de carrera de 40' (4x10' progresivos desde R1 a R2). Como puede observarse, el aumento progresivo del ritmo de carrera lleva consigo una mayor demanda fisiológica (frecuencia cardíaca y respiratoria) y de demanda biomecánica por un aumento de la colisión o shock.

De manera inversa, se produce una reducción de la cadencia. En todo momento la variabilidad cardíaca muestra valores bajos debido a al aumento del tono simpático.



Fig. 36. Resumen de un entrenamiento de carrera y superposición de variables en una gráfica de Fourth Frontier

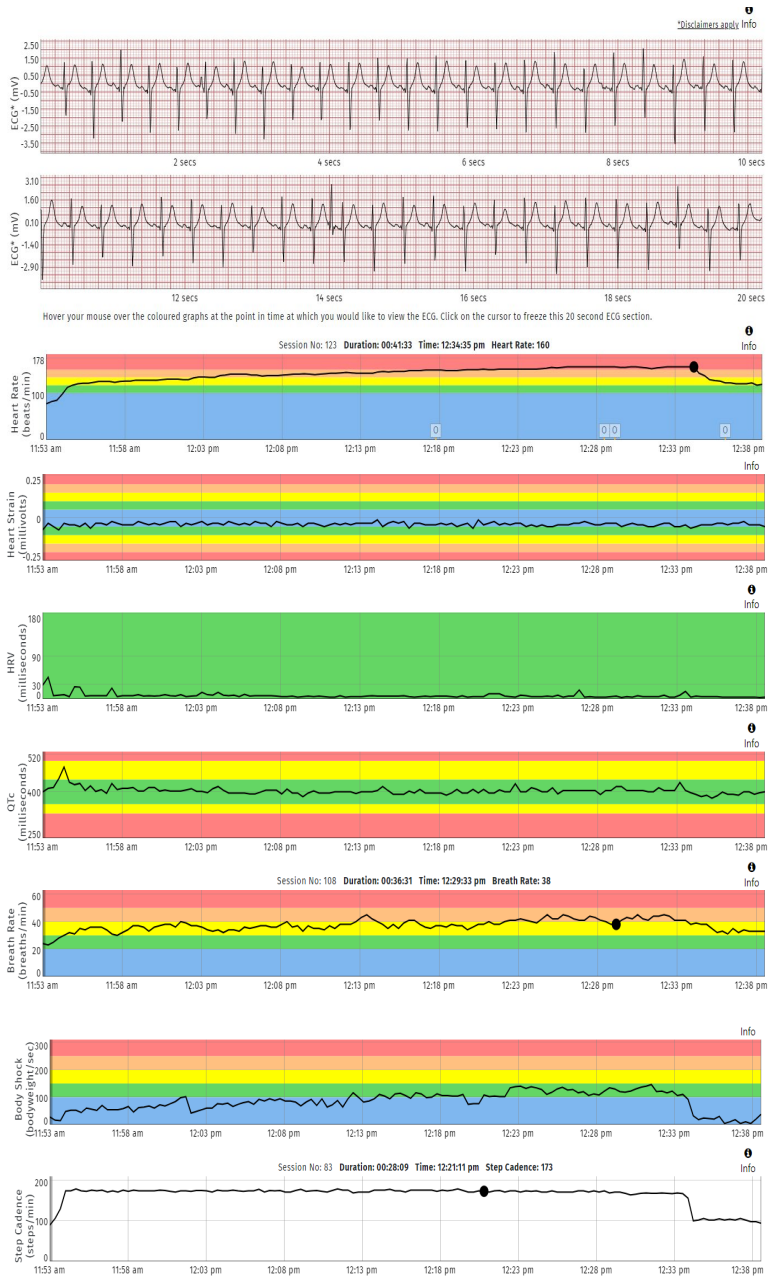


Fig. 37. Variables de Fourth Frontier que pueden visualizarse en el dashboard del ordenador.

Al analizar este entrenamiento con el software Training Peaks, puede observarse que a medida que la potencia ha ido aumentando progresivamente, el factor de eficiencia ha disminuido. Esta mide la relación entre la potencia (o velocidad) y la frecuencia cardíaca, confirmando que la disminución de la cadencia está relacionada con la fatiga producida (Training Peaks, n.d.)

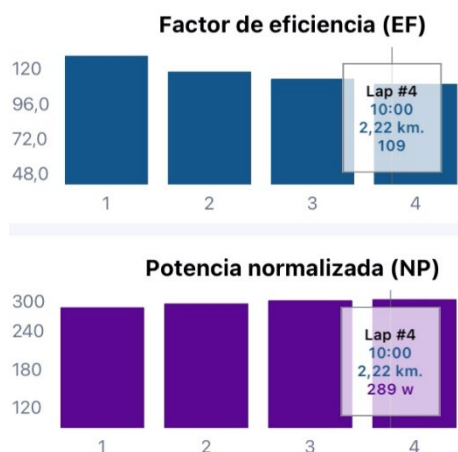


Fig. 38. Análisis de la eficiencia en carrera mediante Training Peaks

Gait retraining

Para abordar de la mejor manera esta sección del libro es importante previamente tener claros los conceptos relacionados con la mejora de la eficiencia explicados en el ciclo de carrera.

El *gait retraining* es una estrategia de actuación basada en la readaptación de carrera a partir de la biomecánica con el objetivo de prevenir o tratar lesiones, así como de mejorar la eficiencia. Investigaciones previas han demostrado una clara asociación entre los patrones cinemáticos y algunas de las lesiones, especialmente las producidas por sobre uso. Los cambios producidos en esta eficiencia parten de una mejora en la simetría de la pelvis, una mayor activación muscular a nivel glúteo medio durante la fase de vuelo, un mejor posicionamiento del tronco, flexión de rodilla y disminución de la dorsiflexión del tobillo durante el contacto inicial (Martínez-Gramage et al., 2020)

La tecnología portable o *wearables* juega un papel fundamental en este tipo de actuación por dos aspectos, la retroalimentación en tiempo real y la mejora de la motivación, pudiendo reducir el riesgo de lesiones y mejorar el rendimiento y la motivación (Van Hooren et al., 2020)

Para llevar a cabo el *gait retraining* es necesario disponer de una cinta de correr, unos sensores que monitoricen las dinámicas de carrera y permitan ser visualizados en tiempo real y un móvil o tablet situado de manera perpendicular al corredor para reproducir la imagen mientras corre en una pantalla frente a él (Figura 39)

Considero como aspecto más importante que el corredor vea, bien en su reloj o directamente en la tablet, las variables de cadencia, longitud de zancada, oscilación vertical y frenado en tiempo real debido a su importancia en la mejora de la eficiencia.



Fig. 39. Material necesario para el *gait retraining*

El protocolo para seguir mediante el *gait retraining* consta de:

1. Anamnesis sobre el tipo de entrenamiento realizado en los últimos meses o semanas, entrenamiento complementario a la carrera, tipo de zapatillas para entrenar y para competir, así como el tipo de terreno donde entrena habitualmente. Si el deportista utiliza un sensor IMU es importante acceder a la información para ver las dinámicas de carrera, tanto en entrenamientos como en competición. Concretamente, con Stryd es relevante observar la oscilación vertical, la cadencia y el ILR. En el caso de Runscribe, es importante el frenado, la oscilación vertical y la cadencia. En Garmin, las dinámicas de oscilación vertical y cadencia. La mayoría de ellas se descargan en Garmin Connect si el dispositivo está vinculado, por lo tanto, de ser así es la mejor manera de aunar información en un único punto de acceso. Los parámetros óptimos de cada sistema se indican en la sección de sensores IMU.
2. Grabación de dos registros de carrera para el vídeo-análisis 2D, uno a velocidad autoseleccionada a ritmo medio-bajo y otro a su ritmo real de competición, ambos no van más allá de los 2'-3' porque son suficientes para obtener un número óptimo de zancadas.

3. El primer registro a ritmo medio-bajo debe realizarse con las zapatillas de entrenamiento y el segundo, a ritmo rápido con las de competición. En el caso de utilizar plantillas también deben de utilizarse si las lleva cuando entrena o compite. El objetivo es respetar las condiciones reales en las que el corredor se encuentra fuera del laboratorio.
4. Explicación al corredor del vídeo-análisis 2D junto al análisis de las variables comentadas en el punto 1 en función del sensor utilizado con el fin de determinar la mejor manera para conseguir mejorar la eficiencia de carrera.
5. Inicio de la readaptación de carrera en la que el corredor estará frente a la pantalla donde se verá, a la vez que estará instrumentado con los sensores que decidamos utilizar. Es importante explicar al corredor los puntos clave que se van a trabajar y las variables que en tiempo real va a tener que observar.

6. Incorporar un campo de cadencia en su reloj para que pueda verlo en tiempo real con el fin de transferir el trabajo realizado fuera del laboratorio. Esta variable es la variable principal que el corredor puede seguir de manera fácil, de la cual depende la oscilación vertical. A partir de esa primera sesión en cinta, el corredor aplicará fuera del laboratorio las pautas trabajadas.

La primera sensación que el corredor suele transmitir durante el *gait retraining* es su extrañeza a la nueva forma de correr debido a que el patrón motor sobre el que se ejecuta el movimiento no está automatizado y es nuevo para él.

Cualquier aprendizaje de nuevas habilidades motoras requiere la creación de nuevos patrones de actividad cerebral. Para ello, el estudio realizado por Whittier et al. 2020 demuestra la importancia de la demanda cognitiva durante este proceso (Whittier et al., 2020) Investigaron en corredores con historial de lesiones por sobreuso en la tibia el esfuerzo mental registrado mediante la actividad eléctrica en el cerebro (EEG) colocando unos pequeños electrodos de metal sobre el cuello cabelludo.

A la vez midieron la tasa de carga promedio para cuantificar la velocidad a la cual la fuerza se aplicaba durante el contacto del pie con el suelo. Siguieron un protocolo que incluía una carrera inicial, una fase de *gait retraining* basada en el aumento de la cadencia y reducción de la longitud de la zancada, ambas entorno al 8%, una fase de práctica fuera del laboratorio con la nueva cadencia y una reevaluación final.

Los resultados mostraron que, durante el aprendizaje inicial, hubo un aumento en la actividad de ciertas ondas cerebrales (theta, beta y gamma) en la corteza prefrontal, y esta actividad volvió a niveles normales después del aprendizaje. Sin embargo, la tasa de carga promedio disminuyó significativamente tras la sesión inicial de *gait retraining* pese al aumento de la demanda cognitiva, es decir, que, aunque no se había creado un patrón automático y aprendido a nivel cerebral porque el esfuerzo mental estaba aumentado, sí había mejorado el aspecto biomecánico. Este trabajo nos ayuda a entender que, aunque el corredor experimente una sensación extraña en la primera sesión los cambios producidos a nivel biomecánico pueden ser positivos y para ello, debemos medir en tiempo real y que el corredor experimente estos cambios para acelerar el aprendizaje del nuevo patrón motor.

Respecto al tiempo que se necesita para asimilar la nueva forma de correr dependerá de su habilidad y experiencia del corredor. Normalmente son necesarias entre 3-4 entrenamientos tras el *gait retrainig* para automatizar los cambios observando en tiempo real el campo de cadencia en su reloj.

Según la evidencia científica, este tipo de intervención es una estrategia eficaz para tratar ciertas lesiones por sobreuso en corredores. La eficacia del feedback visual y/o auditivo para modificar la cinemática y cinética de la carrera ha sido demostrada (Agresta & Brown, 2015). Además, se ha observado una disminución en la incidencia de lesiones (Chan et al., 2018), una reducción en la oscilación vertical, la tasa de carga acumulada, el pico de fuerza vertical y el frenado (Adams et al., 2018). También se ha reportado una disminución del dolor asociado al síndrome de dolor femoropatelar (Bramah et al., 2019; Davis et al., 2020; de Souza Júnior et al., 2024; Esculier et al., 2023; Willy et al., 2012). Por último, se ha evidenciado una mejora en el pico de caída de la pelvis contralateral, el pico de aducción de cadera y la flexión de rodilla (Bramah et al., 2018; Martínez-Gramage et al., 2020).

Bibliografía

- Adams, D., Pozzi, F., Willy, R. W., Carrol, A., & Zeni, J. (2018). Altering cadence or vertical oscillation during running: effects on running related injury factors. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 13(4), 633–642.
- Agresta, C., & Brown, A. (2015). Gait Retraining for Injured and Healthy Runners Using Augmented Feedback: A Systematic Literature Review. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 45(8), 576–584.
<https://doi.org/10.2519/jospt.2015.5823>
- Albiach, J. P., Mir-Jimenez, M., Moreno, V. H., Moltó, I. N., & Martínez-Gramage, J. (2021a). The relationship between VO2 max, power management, and increased running speed: Towards gait pattern recognition through clustering analysis. *Sensors*, 21(7).
<https://doi.org/10.3390/s21072422>
- Albiach, J. P., Mir-Jimenez, M., Moreno, V. H., Moltó, I. N., & Martínez-Gramage, J. (2021b). The relationship between VO2 max, power management, and increased running speed: Towards gait pattern recognition through clustering analysis. *Sensors*, 21(7).
<https://doi.org/10.3390/s21072422>
- Ali, S. H. M., Omar, N., Shafie, M. S., Ismail, N. A. N., Hadi, H., & Nor, F. M. (2020). Sex estimation using subpubic angle from reconstructed three-dimensional computed tomography pelvic model in a contemporary Malaysian population. *Anatomy and Cell Biology*, 53(1), 27–35.
<https://doi.org/10.5115/acb.19.135>
- Benson, L. C., Räisänen, A. M., Clermont, C. A., & Ferber, R. (2022). Is This the Real Life, or Is This Just Laboratory? A Scoping Review of IMU-Based Running Gait Analysis. In *Sensors* (Vol. 22, Issue 5). MDPI.
<https://doi.org/10.3390/s22051722>

- Bramah, C., Mendiguchia, J., Dos'Santos, T., & Morin, J.-B. (2024). Exploring the Role of Sprint Biomechanics in Hamstring Strain Injuries: A Current Opinion on Existing Concepts and Evidence. *Sports Medicine*, 54(4), 783–793. <https://doi.org/10.1007/s40279-023-01925-x>
- Bramah, C., Preece, S. J., Gill, N., & Herrington, L. (2018a). Is There a Pathological Gait Associated With Common Soft Tissue Running Injuries? *American Journal of Sports Medicine*, 46(12), 3023–3031. <https://doi.org/10.1177/0363546518793657>
- Bramah, C., Preece, S. J., Gill, N., & Herrington, L. (2018b). Is There a Pathological Gait Associated With Common Soft Tissue Running Injuries? *The American Journal of Sports Medicine*, 46(12), 3023–3031. <https://doi.org/10.1177/0363546518793657>
- Bramah, C., Preece, S. J., Gill, N., & Herrington, L. (2019). A 10% Increase in Step Rate Improves Running Kinematics and Clinical Outcomes in Runners With Patellofemoral Pain at 4 Weeks and 3 Months. *The American Journal of Sports Medicine*, 47(14), 3406–3413. <https://doi.org/10.1177/0363546519879693>
- Cartón-Llorente, A., Roche-Seruendo, L. E., Jaén-Carrillo, D., Marcen-Cinca, N., & García-Pinillos, F. (2021). Absolute reliability and agreement between Stryd and RunScribe systems for the assessment of running power. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*, 235(3), 182–187. <https://doi.org/10.1177/1754337120984644>
- Chan, Z. Y. S., Zhang, J. H., Au, I. P. H., An, W. W., Shum, G. L. K., Ng, G. Y. F., & Cheung, R. T. H. (2018). Gait Retraining for the Reduction of Injury Occurrence in Novice Distance Runners: 1-Year Follow-up of a Randomized Controlled Trial. *The American Journal of Sports Medicine*, 46(2), 388–395. <https://doi.org/10.1177/0363546517736277>

- Chumanov, E. S., Heiderscheit, B. C., & Thelen, D. G. (2011). Hamstring Musculotendon Dynamics during Stance and Swing Phases of High-Speed Running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43(3), 525–532. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181f23fe8>
- Davis, I. S., Tenforde, A. S., Neal, B. S., Roper, J. L., & Willy, R. W. (2020). Gait Retraining as an Intervention for Patellofemoral Pain. *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, 13(1), 103–114. <https://doi.org/10.1007/s12178-020-09605-3>
- de Souza Júnior, J. R., Rabelo, P. H. R., Lemos, T. V., Esculier, J.-F., Barbosa, G. M. P., & Matheus, J. P. C. (2024). Effects of two gait retraining programs on pain, function, and lower limb kinematics in runners with patellofemoral pain: A randomized controlled trial. *PLOS ONE*, 19(1), e0295645. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0295645>
- Esculier, J. F., Bouyer, L. J., & Roy, J. S. (2023). Running gait modifications can lead to immediate reductions in patellofemoral pain. *Frontiers in Sports and Active Living*, 4. <https://doi.org/10.3389/fspor.2022.1048655>
- Farley, C. T., & Gonzalez, O. (1996). Leg stiffness and stride frequency in human running. In *J. Biomechanics* (Vol. 29, Issue 2).
- Ferber, R., McClay Davis, I., & Williams III, D. S. (2003). Gender differences in lower extremity mechanics during running. *Clinical Biomechanics*, 18(4), 350–357. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(03\)00025-1](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(03)00025-1)
- Imbach, F., Candau, R., Chailan, R., & Perrey, S. (2020). Validity of the Stryd Power Meter in Measuring Running Parameters at Submaximal Speeds. *Sports*, 8(7), 103. <https://doi.org/10.3390/sports8070103>
- Konrad, P. (2006). *The ABC of EMG. A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography* (P. Konrad, Ed.; 1.4). Noraxon Inc. .
- Martínez Gramage, J. (2024a). *Análisis del movimiento humano para profesionales de la salud* (J. Martínez Gramage, Ed.). Kindle Direct Publishing.

- Martínez Gramage, J. (2024b). *Análisis del Movimiento Humano para Profesionales de la Salud* (J. Martínez Gramage, Ed.; 1st ed.). Kindle Direct Publishing.
- Martínez-Gramage, J., Albiach, J. P., Moltó, I. N., Amer-Cuenca, J. J., Huesa Moreno, V., & Segura-Ortí, E. (2020). A Random Forest Machine Learning Framework to Reduce Running Injuries in Young Triathletes. *Sensors*, 20(21), 6388. <https://doi.org/10.3390/s20216388>
- Martínez-Gramage, J., Albiach, J. P., Moltó, I. N., Amer-Cuenca, J. J., Moreno, V. H., & Segura-Ortí, E. (2020). A random forest machine learning framework to reduce running injuries in young triathletes. *Sensors (Switzerland)*, 20(21), 1-12. <https://doi.org/10.3390/s20216388>
- Moltó, I. N., Albiach, J. P., Amer-Cuenca, J. J., Segura-Ortí, E., Gabriel, W., & Martínez-Gramage, J. (2020a). Wearable sensors detect differences between the sexes in lower limb electromyographic activity and pelvis 3D kinematics during running. *Sensors (Switzerland)*, 20(22), 1-13. <https://doi.org/10.3390/s20226478>
- Moltó, I. N., Albiach, J. P., Amer-Cuenca, J. J., Segura-Ortí, E., Gabriel, W., & Martínez-Gramage, J. (2020b). Wearable sensors detect differences between the sexes in lower limb electromyographic activity and pelvis 3D kinematics during running. *Sensors (Switzerland)*, 20(22), 1-13. <https://doi.org/10.3390/s20226478>
- Pedret, C., Rodas, G., Balius, R., Capdevila, L., Bossy, M., Vernooij, R. W. M., & Alomar, X. (2015). Return to Play After Soleus Muscle Injuries. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 3(7), 232596711559580. <https://doi.org/10.1177/2325967115595802>

- Perpiñá-Martínez, S., Arguisuelas-Martínez, M. D., Pérez-Domínguez, B., Nacher-Moltó, I., & Martínez-Gramage, J. (2023). Differences between Sexes and Speed Levels in Pelvic 3D Kinematic Patterns during Running Using an Inertial Measurement Unit (IMU). *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 20(4).
<https://doi.org/10.3390/ijerph20043631>
- Pinedo-Jauregi, A., Garcia-Tabar, I., Carrier, B., Navalta, J. W., & Cámara, J. (2022). Reliability and validity of the Stryd Power Meter during different walking conditions. *Gait & Posture*, 92, 277–283.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.11.041>
- Pipkin, A., Kotecki, K., Hetzel, S., & Heiderscheid, B. (2016). Reliability of a qualitative video analysis for running. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 46(7), 556–561.
<https://doi.org/10.2519/jospt.2016.6280>
- Santos-Concejero, J., Tam, N., Granados, C., Irazusta, J., Bidaurrazaga-Letona, I., Zabala-Lili, J., & Gil, S. M. (2014). Stride Angle as a Novel Indicator of Running Economy in Well-Trained Runners. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(7), 1889–1895.
<https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000325>
- Schache, A. G., Blanch, P., Rath, D., Wrigley, T., & Bennell, K. (2002). Three-dimensional angular kinematics of the lumbar spine and pelvis during running. In *Human Movement Science* (Vol. 21).
www.elsevier.com/locate/humov
- Schache, A. G., Dorn, T. W., Blanch, P. D., Brown, N. A. T., & Pandy, M. G. (2012). Mechanics of the Human Hamstring Muscles during Sprinting. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(4), 647–658.
<https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318236a3d2>

- Van Hooren, B., Goudsmit, J., Restrepo, J., & Vos, S. (2020). Real-time feedback by wearables in running: Current approaches, challenges and suggestions for improvements. *Journal of Sports Sciences*, 38(2), 214–230. <https://doi.org/10.1080/02640414.2019.1690960>
- Whittier, T., Willy, R. W., Sandri Heidner, G., Niland, S., Melton, C., Mizelle, J. C., & Murray, N. P. (2020). The Cognitive Demands of Gait Retraining in Runners: An EEG Study. *Journal of Motor Behavior*, 52(3), 360–371. <https://doi.org/10.1080/00222895.2019.1635983>
- Willy, R. W., Scholz, J. P., & Davis, I. S. (2012). Mirror gait retraining for the treatment of patellofemoral pain in female runners. *Clinical Biomechanics*, 27(10), 1045–1051. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2012.07.011>

Este libro es una guía para mejorar la eficiencia en la carrera mediante el análisis biomecánico. Con un enfoque práctico y basado en la evidencia científica, se dirige tanto a profesionales como a corredores interesados en optimizar su rendimiento y reducir el riesgo de lesiones.

Contenido:

Dinámicas de carrera: Una exploración detallada del ciclo y las variables de carrera.

Vídeo análisis bidimensional (2D): Requisitos y técnicas para realizar un análisis preciso de la biomecánica de carrera en 2D.

Cinemática tridimensional (3D): Estudio de las diferencias cinemáticas entre sexos y el movimiento del tronco, la pelvis y las extremidades inferiores.

Cinética de carrera: Análisis de la fuerza de reacción del suelo (GRF), los momentos de fuerza y la potencia durante la carrera.

Electromiografía dinámica de superficie (sEMG): Utilización de sEMG para evaluar la actividad muscular.

Sensores de Unidad de Movimiento Inercial (IMU): Aplicaciones de dispositivos avanzados como Garmin, Stryd, RunScribe y Fourth Frontier para monitorizar y mejorar la técnica de carrera.

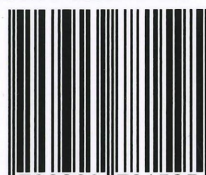
Gait Retraining: Estrategias para reentrenar la carrera y mejorar la eficiencia a partir de la biomecánica.

Este libro proporciona a los lectores las herramientas necesarias para entender y aplicar los principios biomecánicos en la carrera, promoviendo una práctica deportiva más eficiente y segura.



Javier Martínez Gramage es profesor de Análisis del Movimiento Humano en la Universidad CEU Cardenal Herrera y autor del libro "Análisis del Movimiento Humano para Profesionales de la Salud". Especializado en la biomecánica de carrera en atletas y triatletas, ha destacado como investigador principal en la World Triathlon con el proyecto "Paratriathlon Evidence-Based Classification System". Su trabajo en este proyecto fue crucial para el desarrollo del sistema de clasificación funcional utilizado en el paratriatlón durante los Juegos Paralímpicos de Río de Janeiro 2016.

ISBN 9798329781595



90000



9 798329 781595