

Módulo 3. Introducción a la cinemática

Sam Baida, Chris Richter

Introducción

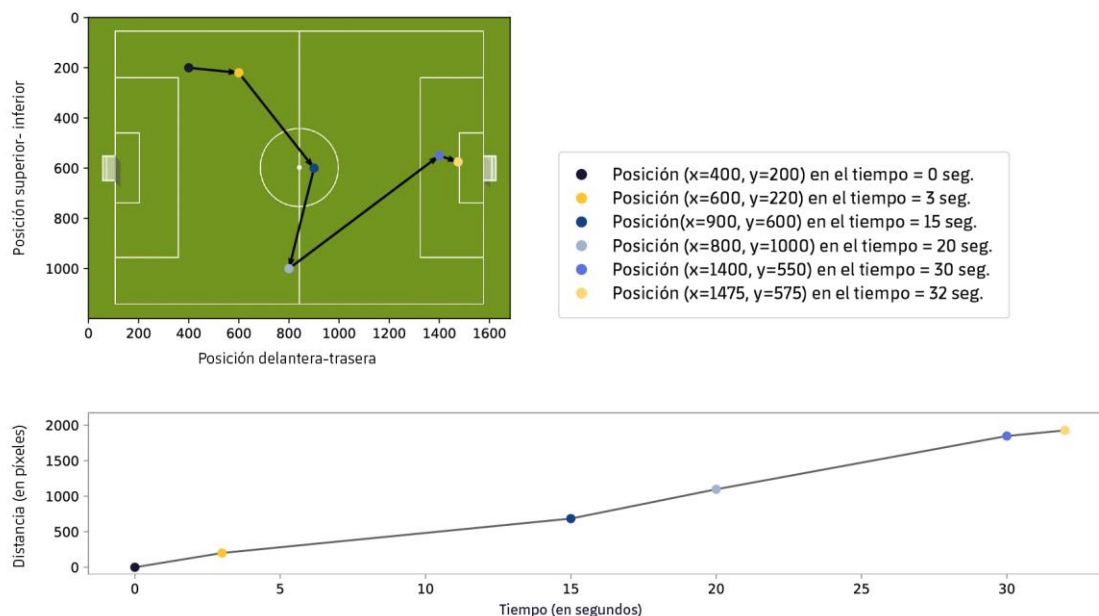
La biomecánica estudia la estructura, función y movimiento de los sistemas biológicos utilizando principios mecánicos. En este módulo, se le introducirá en un subcampo de la biomecánica: el análisis del movimiento humano (análisis del movimiento), que utiliza los principios mecánicos para describir las propiedades cinemáticas y cinéticas de un segmento o articulación para describir el movimiento de un individuo. Las mediciones cinemáticas suelen ser desplazamientos lineales o angulares. Las mediciones cinéticas suelen ser el momento articular, la fuerza articular, la fuerza de reacción al suelo o el trabajo realizado por todo el cuerpo.

Los conocimientos que pueden obtenerse realizando análisis del movimiento pueden contribuir al análisis del rendimiento y al diseño y evaluación de la respuesta a los programas de entrenamiento para mejorar el rendimiento, reducir el riesgo de lesiones o mejorar la rehabilitación. Es probable que últimamente haya utilizado o experimentado algún tipo de sistema de análisis de movimiento: mientras veía jugar a su equipo de fútbol preferido, le habrán informado de la distancia que corría un jugador o de la velocidad del mejor sprint o tiro a portería. Sin embargo, estos sistemas pueden ofrecer una visión más profunda de las actividades deportivas, y la información que proporcionan puede poner de manifiesto las deficiencias de movimiento de un deportista.

Conocer las deficiencias de un atleta y abordarlas mediante un programa de entrenamiento puede reducir el riesgo de lesiones y mejorar su rendimiento. Los sistemas de análisis del movimiento más conocidos y utilizados a menudo utilizan dispositivos GPS para capturar la posición de un atleta en el espacio en diferentes momentos. Son sistemas que registran la posición de un sensor en el mundo real (con respecto a la longitud y la latitud) en un momento correspondiente, y están pensados para representar al deportista o a todo su cuerpo (imagen 1).



Figura 1: Se ilustra cómo pueden rastrearse los movimientos de todo el cuerpo mediante un sistema de coordenadas.



Fuente: elaboración propia.

Position up-down	Posición superior- inferior
Position at time	Posición en el momento
Position forwards-backwards	Posición delantera-trasera
Distance (in pixel)	Distancia (en píxeles)
Time (in sec)	Tiempo (en segundos)

Nota: El gráfico de la parte superior representa un campo de fútbol y la posición de un atleta en un momento determinado. El gráfico de la parte inferior ilustra la distancia a la que se ha desplazado el atleta en función de las indicaciones de posición correspondientes.

Si bien los sistemas GPS pueden describir el movimiento de todo el cuerpo de un atleta (distancia, velocidad y aceleración), no proporcionan información sobre las mediciones cinemáticas (por ejemplo, los ángulos de las articulaciones) y cinéticas. Estas mediciones pueden poner de manifiesto las diferencias de movimiento entre corredores rápidos y lentos, o si un corredor porta un patrón de movimiento nocivo que pueda modificarse durante un programa de entrenamiento. Para obtener mediciones cinemáticas y cinéticas, necesitamos capturar u observar los movimientos con mucho más detalle y empezar a registrar

mediciones cinemáticas y cinéticas a nivel articular. Si examinamos la cinemática y la cinética de las articulaciones y los segmentos, comprenderemos mucho mejor los patrones de movimiento de un deportista y sus posibles características positivas o negativas. Cuando se realiza un análisis a nivel articular, el cálculo de las medidas cinéticas requiere un sistema de análisis del movimiento que incorpore una plataforma de fuerza para medir las fuerzas de reacción al (Raper et al., 2014) suelo. Cuando se calculan las medidas cinéticas, la información de las medidas cinemáticas y de fuerza de reacción al suelo se fusionan y las fuerzas en el suelo permiten el cálculo de una articulación más arriba en la cadena (las fuerzas de reacción al suelo permiten el cálculo de las fuerzas netas de la articulación del tobillo, las fuerzas netas resultantes de la articulación del tobillo permiten el cálculo de la articulación de la rodilla y así sucesivamente).

Principio básico de captura de movimientos

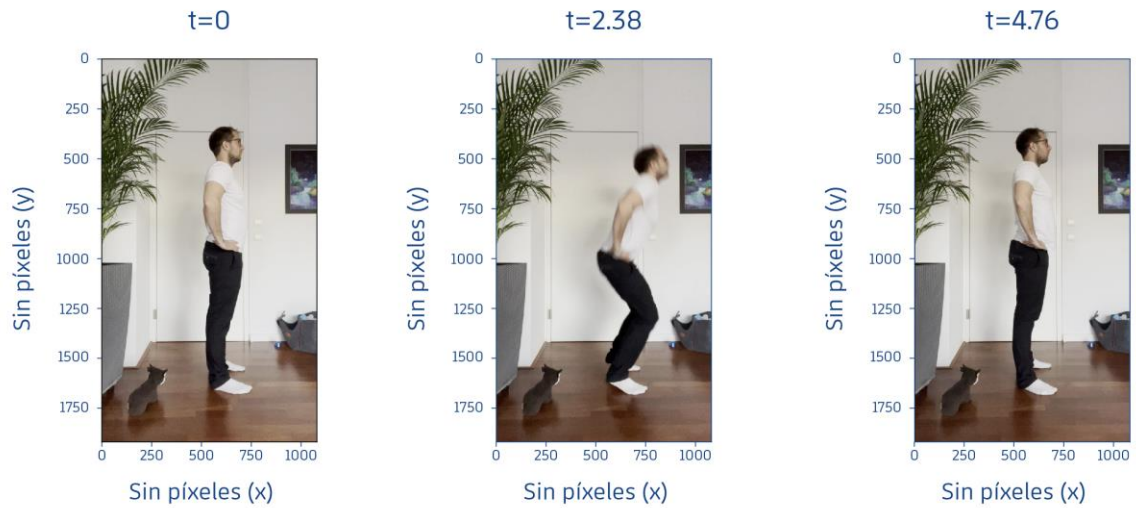
Registro de la cinemática

El Sistema de Puntuación de Errores de Aterrizaje (LESS) es una herramienta clínica económica que se utiliza a menudo para evaluar la biomecánica del aterrizaje de un salto al observar a un atleta realizando un salto con caída. Esta herramienta utiliza 17 preguntas para identificar a las personas "de riesgo" con el fin de establecer un programa de entrenamiento adecuado u orientar las decisiones sobre el regreso al deporte tras una reconstrucción del ligamento cruzado anterior (Padua et al., 2009). Sin embargo, la puntuación LESS se basa en una puntuación subjetiva de la característica principal de un movimiento; para obtener una valoración objetiva del movimiento de un individuo se necesita un sistema que capte un movimiento y permita cuantificar sus características.

La captura de movimientos puede realizarla cualquiera, sólo se necesitan imágenes de un deportista que se sitúe en posición paralela a la cámara. Estas tres imágenes tomadas durante un salto con contramovimiento pueden servir de ejemplo (véase la imagen 2).

Figura 2. Se ilustran tres imágenes de una grabación de vídeo de un salto con contramovimiento.



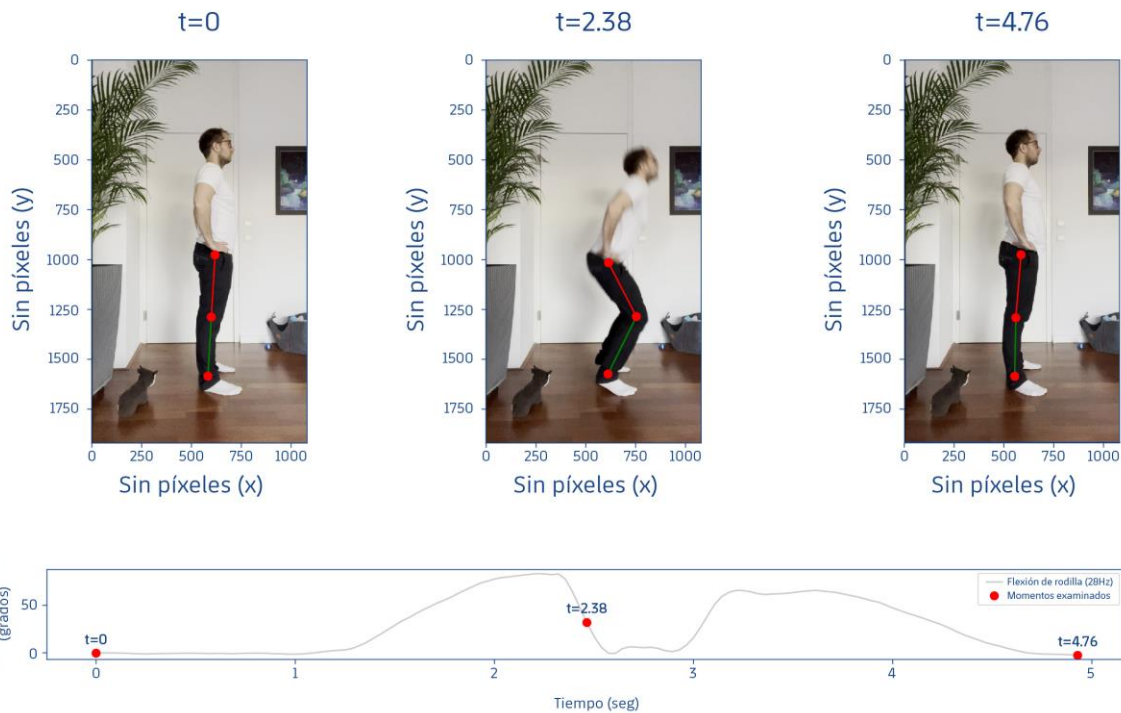


Fuente: elaboración propia.

No pixel	Sin píxeles
----------	-------------

Nota: La primera imagen de la izquierda está tomada desde el inicio del movimiento ($t=0$). La imagen del centro está tomada a la mitad ($t=2,38$) del movimiento y la de la derecha al final ($t=4,76$) del movimiento.

Figura 3. Ilustra la misma selección de imágenes anotadas que se muestra en la figura 2



Fuente: elaboración propia.

Knee flexion (deg)	Flexión de rodilla (grados)
Time	Tiempo
Knee flexion	Flexión de rodilla
Time points examined	Momentos examinados

Nota: Los puntos que se han insertado en las imágenes representan el centro articular de la cadera, la rodilla y el tobillo. La línea roja representa el fémur, mientras que la línea verde representa la tibia. En el gráfico inferior, el rojo muestra el ángulo de flexión de la rodilla que puede calcularse a partir de los segmentos óseos de las tres imágenes, mientras que la línea sombreada en gris representa la información sobre la magnitud de flexión de la rodilla que podría haberse calculado si se hubieran considerado todas las imágenes del vídeo.

Para describir el ángulo de la rodilla durante el movimiento, necesitamos identificar tres marcadores: el trocánter mayor, la articulación de la rodilla y la articulación del tobillo en cada una de las 3 imágenes y registrar la posición x e y del marcador identificado. Una vez hecho esto, puede calcular el ángulo entre la línea que une el muslo y la pierna mediante la ecuación



$$\tan \theta = \frac{m_2 - m_1}{1 + m_2 m_1}$$

donde m_1 es la inclinación del muslo y m_2 es la inclinación de la pierna (véase la imagen 2). La variable m viene definida por la inclinación de ambos segmentos (ecuación 2).

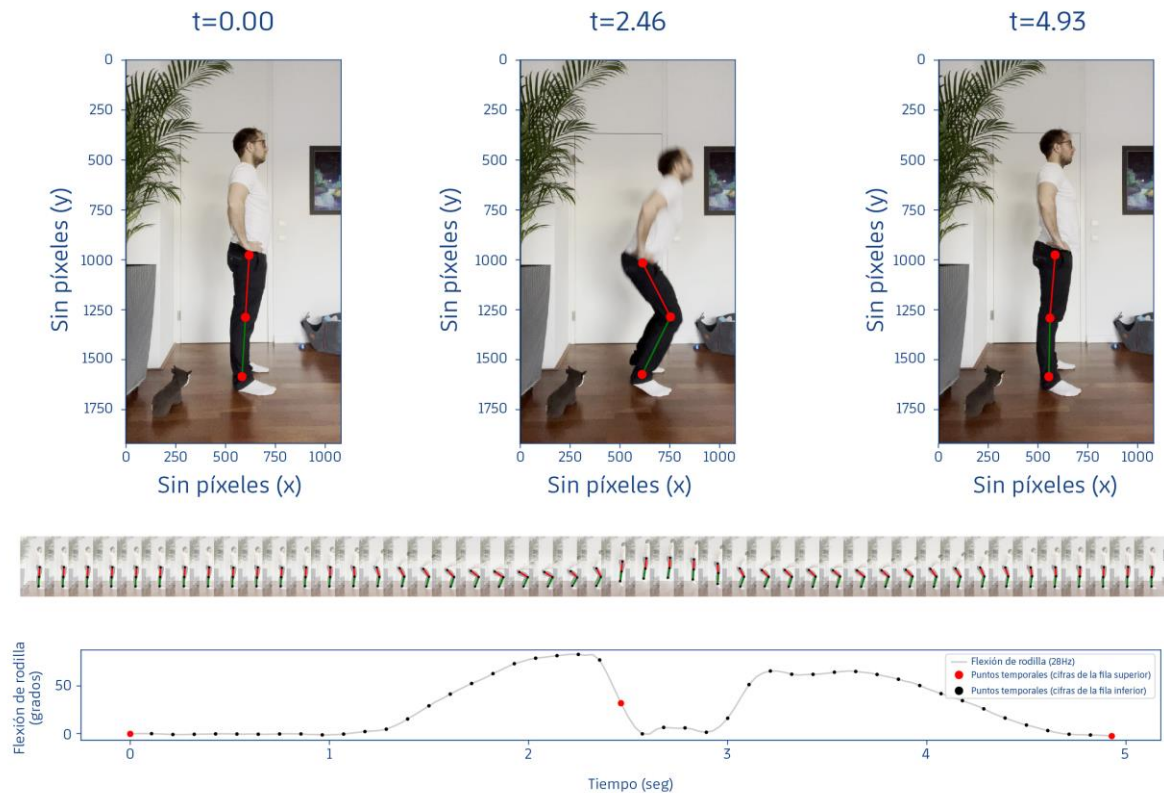
$$m = \frac{\text{ascenso}}{\text{corrida}} = \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1}$$

Al examinar estas 3 imágenes del movimiento, podemos ver que hemos medido con éxito el ángulo de la articulación de la rodilla del atleta en tres momentos diferentes (imagen 3). Sin embargo, es muy probable que hayamos pasado por alto propiedades temporales o características relevantes del ángulo de la rodilla. En este ejemplo, hemos omitido: el ángulo de la rodilla al inicio del movimiento, el ángulo máximo de la rodilla, el ángulo de la rodilla en el despegue y el ángulo de la rodilla en el impacto del aterrizaje. Para registrar todos estos puntos clave, debemos aumentar el número de imágenes que obtenemos y examinamos en un momento determinado. Esto se conoce como aumento de la frecuencia de captura, un aspecto especialmente importante de todo análisis de movimiento (como lo es en la evaluación de la plataforma de fuerza-curso "Evaluación de la fuerza e introducción a la cinemática"). Si repetimos el proceso utilizando 100 imágenes dentro del mismo intervalo de tiempo que las imágenes anteriores, tenemos que repetir el proceso de localizar el trocánter mayor, la rodilla y la articulación del tobillo en cada imagen, almacenar la posición x , y del marcador y luego calcular el ángulo articular correspondiente. Esto nos hubiese permitido generar una descripción mucho más detallada del ángulo de la articulación de la rodilla durante el salto (imagen 4). Debido al aumento de la frecuencia de captura, que ayudó a registrar más información, podemos describir el movimiento y las características del ángulo de la rodilla con mayor detalle (en otras palabras, valor máximo y valor al inicio, despegue e impacto). Este dato aporta una importante lección sobre el análisis del movimiento: una posible fuente de error en el análisis del movimiento es una frecuencia de muestreo inadecuada (en relación con la velocidad del movimiento que se



está evaluando), que puede provocar que se pasen por alto características importantes de ese movimiento.

Figura 4. La ilustración es una ampliación de la imagen 3



Fuente: elaboración propia.

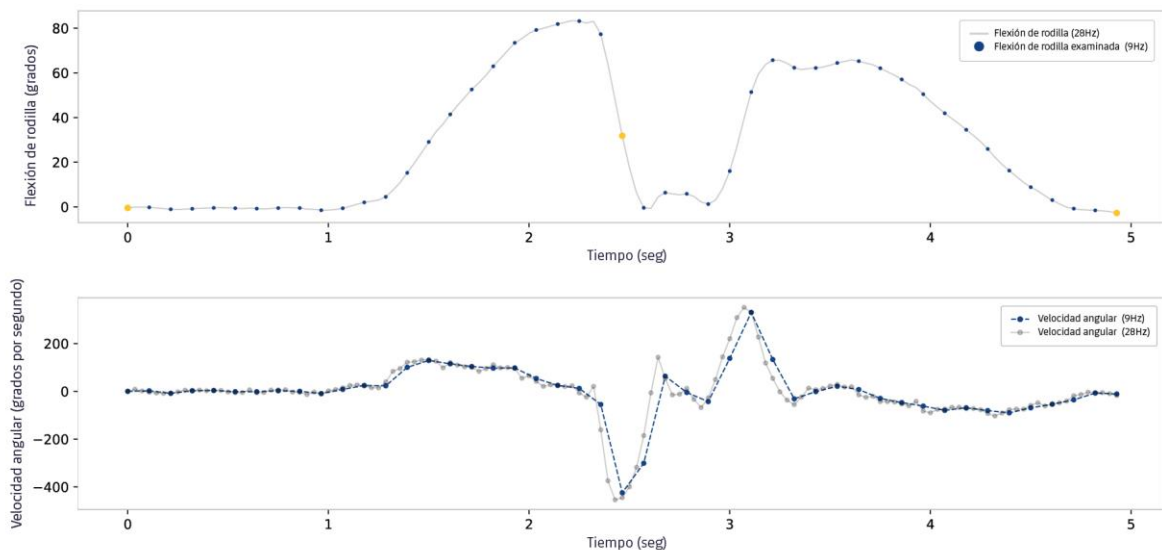
Knee flexion (deg)	Flexión de rodilla (grados)
Time	Tiempo
Time points (figures top row)	Puntos temporales (cifras de la fila superior)
Time points (figures bottom row)	Puntos temporales (cifras de la fila inferior)

Nota: Esta ilustración es una ampliación de la imagen 3 y muestra también otras imágenes extraídas de la grabación de vídeo (a una frecuencia de 9 Hz; una imagen cada 0,111 segundos) en la fila central. Los ángulos de flexión de la rodilla obtenidos a partir de estas imágenes adicionales se muestran como puntos negros en el gráfico inferior.



Otra posible fuente de error está relacionada con la ubicación de los marcadores. A menudo ocurre que un marcador se ha colocado en un lugar que no se corresponde exactamente con el punto de referencia anatómico que pretendíamos identificar. De esta manera aumenta el error aleatorio relacionado con la ubicación exacta del marcador y, por lo tanto, del punto de interés en las 100 imágenes. Como hemos fijado las ubicaciones manualmente, se han introducido ruidos (en este caso, un error humano) en el ángulo de la articulación de la rodilla, los cuales pueden no ser claramente visibles en el ángulo, pero son evidentes en los datos de la velocidad angular de la rodilla (imagen 5). Los ruidos pueden y deben eliminarse utilizando uno de los numerosos métodos de filtrado y atenuación de datos disponibles, los más comunes son las técnicas digitales y spline. El lector interesado puede consultar (Richards, 2008) para obtener una explicación detallada de estas metodologías y sus ventajas e inconvenientes. Esto nos enseña otra lección importante del análisis de movimiento: una posible fuente de error en el análisis de movimiento es el ruido introducido en la medición por el sistema de análisis de movimiento utilizado.

Figura 5. La fila superior de esta imagen muestra los ángulos de flexión de la rodilla tal y como se muestran en la imagen 4, mientras que la fila inferior ilustra la velocidad angular de flexión de la rodilla correspondiente.



Fuente: elaboración propia.

Knee flexion (deg)	Flexión de rodilla (grados)
--------------------	-----------------------------

Examined knee flexion	Flexión de rodilla examinada
Angular velocity (deg per sec)	Velocidad angular (grados por segundo)
Time	Tiempo

Nota: Se puede observar que la velocidad angular calculada a partir de los ángulos de flexión de la rodilla sin filtrar contiene ruido que debe eliminarse mediante el filtro digital.

Si bien puede parecer que hemos completado una captura de movimiento precisa del ángulo de la articulación de la rodilla durante la tarea de contramovimiento anterior, hasta ahora no hemos tenido en cuenta varios factores que hacen que el ángulo calculado de la rodilla sea impreciso. En primer lugar, al calcular estos ángulos utilizando las coordenadas x e y de la articulación identificada del tobillo, la rodilla y la cadera, la distancia de los píxeles no es equivalente a las dimensiones del entorno capturado y el dominio x e y debe escalarse al entorno capturado calibrando las distancias en nuestras imágenes. Para ello podemos utilizar la longitud de la puerta 1 que se ve en todas las imágenes anteriores (imágenes 2 a 5). Esta referencia de calibración mide exactamente 100 cm, por lo que podemos escalar las unidades de las imágenes a unidades del mundo real si la referencia de calibración o el sujeto se encuentran ortogonales a la cámara y ésta se encuentra en posición vertical respecto al suelo en las imágenes. Si no se cumple alguna de estas condiciones, la referencia de calibración no representará realmente 100 cm, por lo que introducirá un error en nuestras mediciones. Esto nos brinda otra importante lección del análisis del movimiento: La calibración del sistema es fundamental para la precisión de nuestras mediciones, y los cambios en los ajustes de calibración provocarán un error.

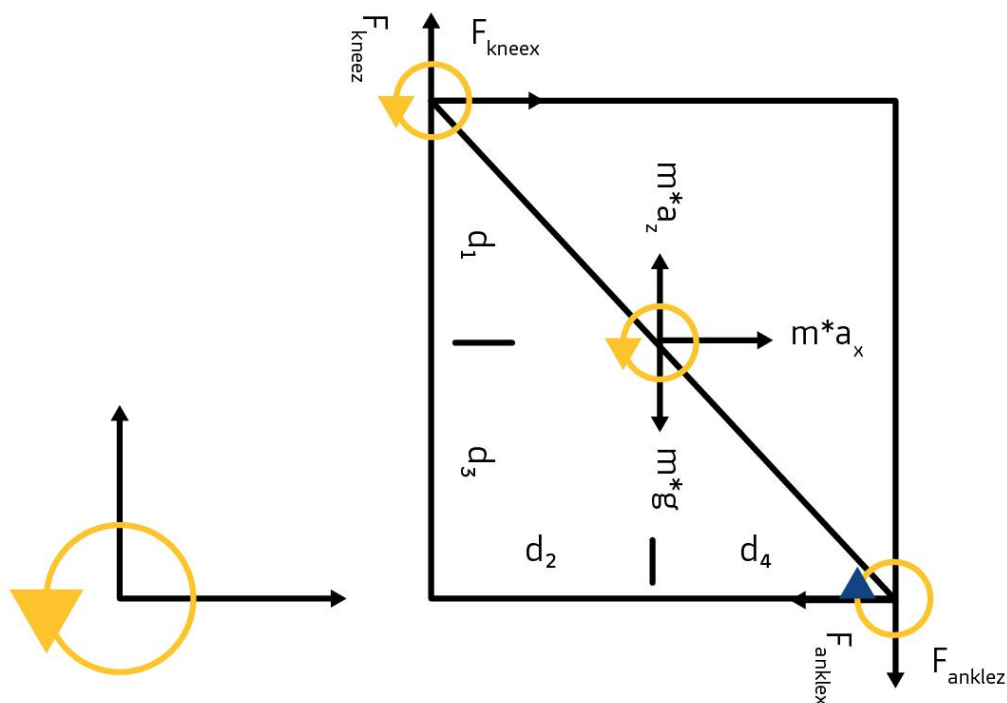
Cálculo de la cinética

Para obtener una idea aún más profunda de este movimiento, también podemos determinar las medidas cinéticas, lo que implica la integración de plataformas de fuerza. A fin de calcular la cinética de la rodilla, tendríamos que identificar también el talón y la punta del pie dentro del ejemplo, y tendríamos que situar la fuerza de forma ortogonal y totalmente visible dentro de las imágenes tomadas. El proceso de cálculo de las medidas cinéticas se denomina dinámica inversa, y esta sección ofrecerá



una breve perspectiva general sobre cómo se calcula la dinámica inversa utilizando un diagrama corporal para segmentos corporales genéricos (Winter, 2009). El cálculo de las fuerzas y momentos netos de reacción de la articulación de la rodilla requiere la descripción cinemática del siguiente segmento distal (pierna) y las fuerzas de la siguiente articulación distal (tobillo) (para el cálculo de la cinética de la articulación del tobillo, se necesita el segmento del pie y las fuerzas de reacción al suelo).

Figura 6: Diagrama del segmento del miembro inferior del modelo corporal de cuatro segmentos.



Fuente: elaboración propia.

Fkneex	Fkneex
Fanklex	Fanklex
Fanklez	Fanklez

Las fuerzas de reacción anteroposteriores (horizontales) de la articulación de la rodilla se calculan del siguiente modo:

$$\Sigma F_x = m * a_x$$

$$F_{kneex} - F_{anklex} = m * a_x$$

Las fuerzas de reacción proximal-distal (vertical) de la articulación de la rodilla se calculan del siguiente modo:

$$\Sigma F_z = m * a_z$$

$$F_{kneez} - mg - F_{anklez} = m * a_z$$

En las que F_{kneex} y F_{kneez} son las fuerzas de reacción de la articulación de la rodilla (proximal) en la dirección x o z. F_{anklex} y F_{anklez} son las fuerzas de reacción de la articulación del tobillo (distal) en dirección x o z. La aceleración del segmento de la pierna del CoM en las direcciones x y z se describe mediante a_x y a_z , mientras que m y g son la masa del segmento y la gravedad, respectivamente. Los momentos articulares se calcularon del siguiente modo:

$$\Sigma \text{Momento} = - (I * \alpha)$$

$$- F_{kneex} d1 - F_{anklex} d2 + M_{knee} - F_{anklex} d3 - F_{anklez} d4 - M_{ankle} = (I * \alpha)$$

$$M_{knee} = F_{kneex} d1 + F_{kneez} d2 + F_{anklex} d3 + F_{anklez} d4 + M_{ankle} + (I * \alpha)$$

Cuando M_{knee} es el momento articular en el extremo proximal, M_{ankle} es el momento articular en el extremo distal, I es el momento de inercia y α la aceleración angular del segmento.

Sistemas de captura de imágenes en movimiento

Como hemos explicado, se puede realizar un análisis del movimiento con una sola cámara. Sin embargo, este sistema solo puede describir un movimiento en un plano y requiere que el atleta esté ortogonal o paralelo a la cámara. Para poder registrar los movimientos en más planos y hacerlo con independencia de la orientación del deportista, se necesitan



sistemas ópticos de captura del movimiento más sofisticados, que utilicen la información de más de una cámara. Además, los sistemas más utilizados usan marcadores reflectantes o LED que pueden ser detectados automáticamente por el sistema, lo que evita la necesidad de identificar manualmente los marcadores y los posibles errores humanos asociados.

Captura óptica del movimiento con marcadores

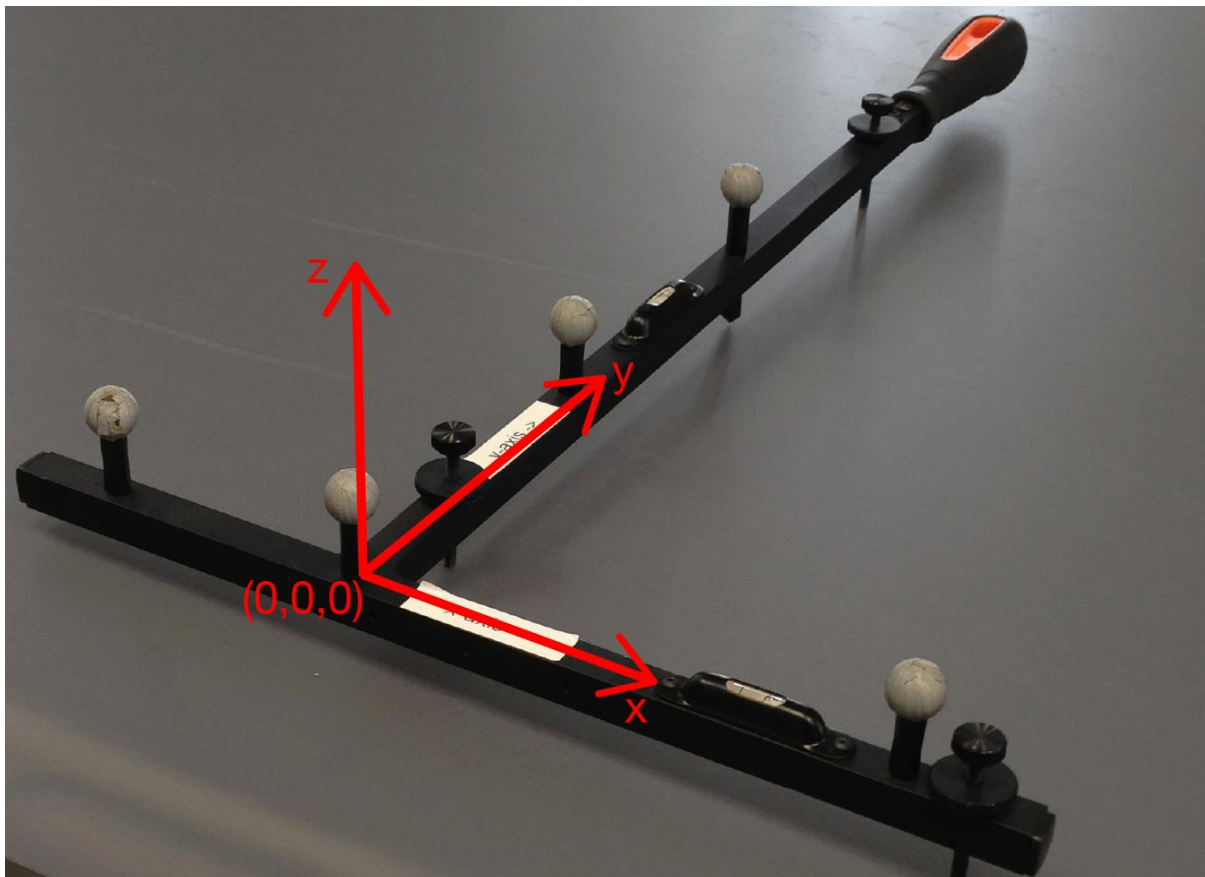
Como se ha destacado anteriormente, la captura de movimiento se basa en la descripción de momentos importantes captados por una cámara, y la captura del movimiento de una cámara que solo es capaz de describir el movimiento en un plano limita nuestra capacidad de describir completamente un movimiento. Para ello, los sistemas ópticos sofisticados utilizan varias cámaras para rastrear puntos de referencia clave, lo que permite describir un momento determinado en 3D y, por consiguiente, describir un movimiento en los tres planos de movimiento. Además, para reducir la larga tarea de identificación manual de puntos importantes, los sistemas más avanzados utilizan marcadores de seguimiento que se fijan al objeto rastreado. Si se desea utilizar una captura óptica del movimiento con marcadores, es necesario saber cómo calibrar el sistema, cómo colocarle los marcadores a un individuo, cómo preparar y procesar los datos de los marcadores capturados, así como los datos cinemáticos y cinéticos resultantes. En general, es necesario tener buenos conocimientos de trigonometría, cálculo y nociones básicas de mecánica. Un sistema de captura de movimiento óptico completo basado en marcadores 3D, cuyos principales proveedores son Vicon y Qualisys, puede adquirirse a partir de 40.000 euros actualmente, y el precio depende del volumen de captura (que denota el área en la que se puede capturar el movimiento) necesario, el número y la calidad de las cámaras y cómo se montan (trípodes independientes en lugar de andamios profesionales). Como se destacó en el módulo 1 del curso 1, una combinación de costos financieros, de tiempo y la necesidad de conocimientos especializados crean barreras sustanciales para el uso sistemático generalizado de estos sistemas en los entornos deportivos.

Entonces, ¿cómo funciona un sistema de captura de movimiento óptico basado en marcadores 3D? Un sistema óptico de captura del movimiento basado en marcadores 3D graba imágenes de varias cámaras, identifica marcadores reflectantes o de diodos emisores de luz en esas imágenes y transforma las posiciones de los marcadores 2D (vistas por las cámaras del sistema) en una



posición 3D, utilizando trigonometría. Para que el sistema pueda transformar las imágenes captadas en una posición de marcador 3D, primero hay que calibrar los sistemas, un proceso que consta de dos pasos. El primer paso consiste en desplazar un marco de calibración (imagen 4) con marcadores a través del volumen de captura durante un tiempo determinado. El sistema conoce las distancias y los ángulos entre los marcadores del marco de calibración y, si dos o más cámaras pueden "ver" todos los marcadores del marco de calibración al mismo tiempo, se puede calcular la posición entre las cámaras que ven el marco de calibración con respecto a las demás. Esto es posible porque, aunque la posición de los marcadores parezca diferente en las distintas vistas de cámara (véase el ejemplo de la imagen 5), la posición real de los marcadores en el marco de calibración es la misma. El tiempo necesario para la calibración dinámica depende del número de cámaras del sistema y del número de veces que cada cámara ha visto el marco de calibración (establecido por el usuario), pero suele tardar entre 1 y 2 minutos.

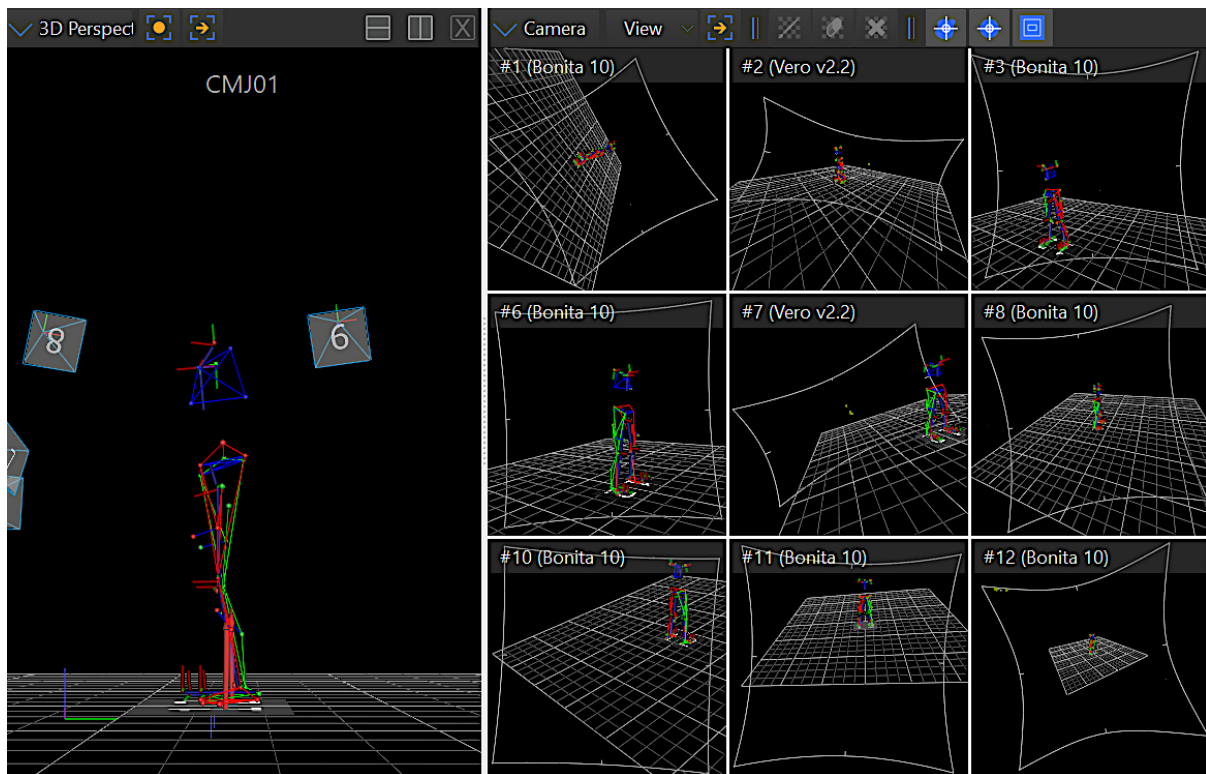
Figura 7: Ejemplo de marco de calibración



Fuente: elaboración propia.



Figura 8: Ejemplo de marco de calibración visto desde diferentes posiciones de la cámara



Fuente: elaboración propia.

El segundo paso consiste en definir el origen del sistema de coordenadas del volumen de captura, lo que permite establecer la dirección de los ejes globales en los que se describirán los datos. El marco de calibración se coloca simplemente en el suelo, generalmente en el centro del área de medición de interés o donde están instaladas las plataformas de fuerza si se están utilizando, y el usuario establece el origen del sistema. Como siempre, el paso de calibración es vital, ya que determina la precisión de las posiciones de los marcadores rastreados. Cualquier movimiento o alteración de las posiciones de la cámara después de este proceso de calibración provocará un error en el cálculo de los datos posicionales del marcador. Además, con un sistema óptico basado en marcadores, el número de cámaras que contenga este sistema puede influir en la precisión de las mediciones, ya que cuantas más cámaras vean un marcador, más precisa será la descripción de su posición. Asimismo, tener más cámaras aumenta la probabilidad de que los marcadores se puedan localizar continuamente durante todo el movimiento, lo que también depende de una buena colocación de las cámaras. El rastreo de marcadores se realiza fotograma a fotograma y si un marcador (marcador nº 1) no es "visto" por ninguna cámara durante



un fotograma, el sistema tratará el marcador nº 1 como un marcador nuevo y diferente (marcador nº 2) la próxima vez que sea visto. Si el marcador nº 1 sigue siendo visto por una, el sistema podrá mantener la conexión del marcador con el fotograma anterior, pero no podrá calcular la posición 3D del marcador nº 1, ya que se necesita un mínimo de 2 cámaras para estimar la posición 3D del marcador. La "pérdida" visual de marcadores supondrá un aumento significativo del tiempo empleado en el posprocesamiento; habrá que estimar las piezas que faltan en el seguimiento y, si el sistema ha creado automáticamente un nuevo marcador, habrá que volver a etiquetar manualmente el marcador nº 2 como marcador nº 1. Por ello, es de vital importancia contar con un sistema bien configurado antes de cualquier captura de datos para minimizar la posibilidad de que se pierdan conexiones en el tiempo con un marcador y de que se interrumpa la posición de un marcador. Este proceso debe durar entre 1 y 2 minutos y debe realizarse cada vez que se entra al laboratorio, ya que no se puede garantizar que las cámaras no se hayan movido. Se recomienda recalibrar cada vez que se realice una prueba a un atleta ya que hacerlo no requiere mucho tiempo. Además, asegúrese de que no haya marcadores sueltos por el laboratorio durante la calibración, ya que los que no estén en el marco de calibración también se pueden captar y afectarán la calibración.

Una vez que se ha calibrado, podemos empezar a capturar datos después de preparar al atleta. Para ello, los marcadores que se van a rastrear se fijan a puntos de referencia anatómicos o a grupos de marcadores en un segmento corporal. La posición de los marcadores que deben fijarse depende del set de marcadores utilizado y en la actualidad existen varios de ellos (Helen Hayes, Vaughan, CAST, entre otros). Cada set de marcadores se desarrolló para un uso específico; con variaciones significativas entre estos modelos, que resultan especialmente evidentes en los diferentes modelos de pie disponibles, algunos de los cuales describen el pie como un segmento rígido utilizando tres marcadores, y otros, el modelo de pie Oxford, representa las articulaciones dentro del pie con 13 marcadores. En general, cuantos más marcadores se coloquen en el cuerpo, más detalles del movimiento y, por consiguiente, más información se podrá obtener, pero esto también conlleva una mayor complejidad y un mayor tiempo de preparación del deportista y de procesamiento de los datos, lo que supone un compromiso entre la precisión y el detalle, por un lado, y la facilidad de uso y el volumen de pruebas que se pueden realizar, por otro. Posteriormente, el set de marcadores se utiliza para "dirigir" un modelo



esquelético/biomecánico (cinemática inversa), cuya orientación ósea se utiliza para calcular los ángulos de las articulaciones. Una vez más, existen múltiples modelos biomecánicos. En algunos casos, se utilizan estudios con cadáveres para estimar el origen de la articulación del tobillo, la rodilla o la cadera basándose en el marcador adherido, mientras que en otros se utilizan los movimientos durante una prueba de calibración del "modelo biomecánico". Además, algunos modelos biomecánicos utilizan una articulación de rodilla de 6 grados de libertad (el movimiento de la articulación puede producirse en 3 rotaciones [flexión y extensión, rotación externa e interna, angulación en varo y valgo] y 3 traslaciones [deslizamiento anterior y posterior, desplazamiento medial y lateral, compresión y distracción]), mientras que otros utilizan una articulación de rodilla de 1 grado de libertad (los movimientos de la articulación sólo pueden producirse en 1 eje de rotación [por ejemplo, flexión y extensión]).

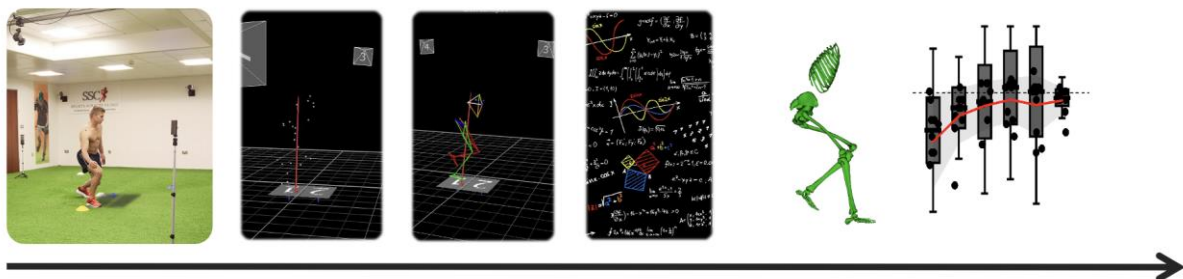
Una vez que se eligen el set de marcadores y el modelo biomecánico, y se coloca el set de marcadores correspondiente, se configura y calibra el sistema, para que pueda comenzar la captura de datos. Luego se graba una prueba estática. Durante la prueba estática, el atleta permanece inmóvil durante unos segundos, y el modelo biomecánico elegido se ajusta a los marcadores fijados al atleta y se almacena un modelo biomecánico específico del deportista para los cálculos cinemáticos inversos. Tenga en cuenta que la calibración funcional se ha introducido recientemente en este campo (Ehrig & Heller, 2019). Este proceso implica la realización de una serie de pruebas de movimiento para cada articulación, que se utilizan para identificar el centro matemático de rotación de un centro articular al que se ajusta el modelo biomecánico. Una vez calibrado, ya se pueden grabar ensayos dinámicos y, en teoría, captar cualquier tipo de movimiento. Una vez registrado el movimiento o la serie de movimientos, se pueden retirar los marcadores del deportista y comenzar el procesamiento de los datos.

El procesamiento de los datos comienza con el etiquetado de los marcadores, que consiste en indicarle al sistema qué marcador representa una posición específica en el cuerpo del atleta. En función del sistema y de la calidad de los datos, esto se hace automática o manualmente. Este paso requiere menos tiempo si la configuración del sistema es óptima (número de cámaras y vista de las cámaras con respecto al marcador). La configuración



correcta del sistema viene determinada por la interacción entre la complejidad de los movimientos capturados y el número de cámaras. Los movimientos más complejos requieren más cámaras, y el volumen de capturas a la vista debe estar cubierto por > 1 cámara. Sin embargo, si el sistema no está bien configurado (los marcadores suelen estar fuera de la vista) el resultado y el seguimiento de los marcadores presenta muchas fases perdidas, este paso puede requerir mucho tiempo, por lo que procesar unos segundos puede llevar horas.

Figura 9: Procesamiento de datos



Fuente: elaboración propia.

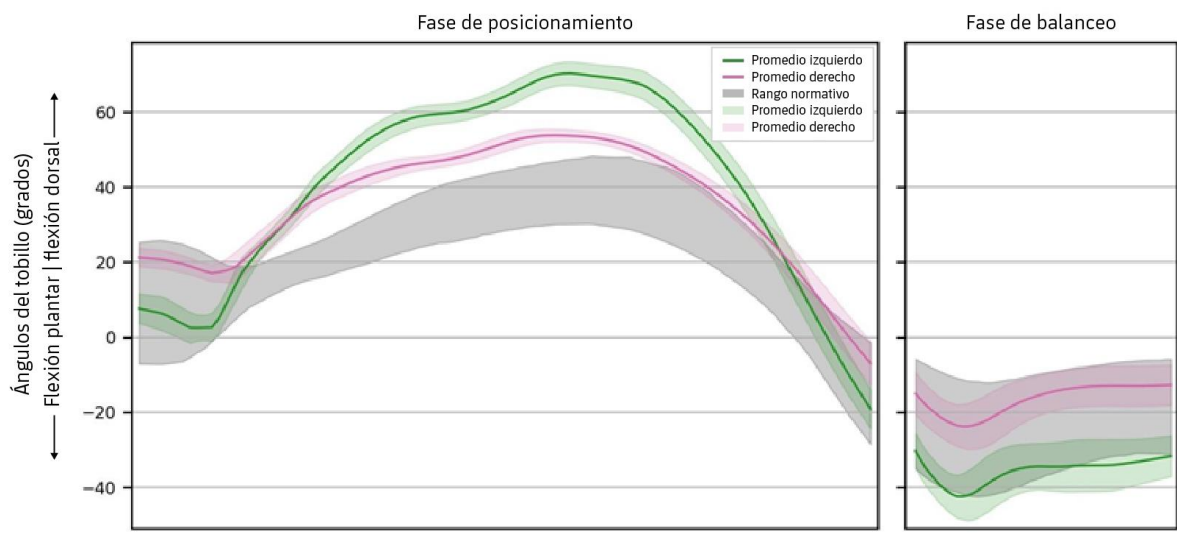
Una vez que los marcadores están etiquetados, hay que rellenar los espacios vacíos en el seguimiento de los marcadores. Esto se suele hacer manualmente, pero también se puede hacer mediante la configuración de "pipelines". Los pipelines son algoritmos que pueden configurarse dentro del software de análisis para automatizar la selección de las opciones enumeradas más abajo para rellenar espacios vacíos.

Durante las etapas de relleno de espacios vacíos, el proceso consiste en estimar la posición del marcador de las fases en las que se ha cubierto un marcador. Para ello se utilizan tres principios fundamentales: relleno de segmentos, relleno de patrones y relleno de splines. De todos ellos, el método de relleno de segmentos es el más preciso. Para aplicar la opción de relleno de segmento, es necesario que al menos otros 3 marcadores del segmento estén en los segmentos y sean visibles. Si este es el caso, puede utilizar la proporción de las distancias de los marcadores en los segmentos para calcular la posición teórica del marcador que falta y, como las distancias entre los marcadores del segmento solo deberían cambiar marginalmente (debido al movimiento de la piel), esta es la mejor forma de rellenar un espacio. Sin embargo, a veces hay menos de 3 marcadores diferentes en el segmento o menos de 3 marcadores visibles. En estos casos, se puede utilizar la

trayectoria de otro marcador que se comporte y se mueva de forma similar al marcador que falta para rellenar la fase cubierta; por ejemplo, utilizando un marcador cercano en el mismo segmento o uno que tenga una estrecha correlación con el marcador que presenta la ausencia de datos. Esto implica copiar la trayectoria de movimiento del marcador con el patrón de movimiento similar en el marcador que falta. La última opción es un relleno mediante spline, un proceso que solo debe realizarse si no se dispone de otra información sobre la trayectoria del marcador. El relleno spline utiliza la señal del marcador que se pierde de vista e inmediatamente después de que reaparece, estima el comportamiento de la señal durante el periodo en que se perdió utilizando un proceso matemático de relleno polimérico. Esta opción es la menos precisa y solo debe utilizarse como último recurso. Una vez realizado el etiquetado, hay que filtrar los datos para eliminar cualquier ruido del sistema por lo que la última etapa del proceso se denomina etapa de modelado. Durante la fase de modelado, el modelo biomecánico específico del atleta generado previamente se ajusta a la prueba dinámica fotograma a fotograma, basándose en la posición de los marcadores registrados. Se podría decir que se pone en funcionamiento. Luego, la posición u orientación de los huesos del modelo biomecánico de movimiento establecido se utilizan para calcular los ángulos articulares (cinemática inversa). La mayoría de los modelos utilizan magnitudes positivas y negativas para designar la flexión y la extensión de una articulación. Esto puede variar de un modelo a otro, por lo que se aconseja trazar la dirección de una articulación en las ilustraciones para asegurarse de que está clara y representa lo que usted cree que hace.

Figura 10: Representación cinemática de múltiples plataformas de fuerza.





Fuente: elaboración propia.

Ankle angles (deg) - plantar flexion dorsiflexion	Ángulos del tobillo (grados) - flexión plantar flexión dorsal
Stance phase	Fase de posicionamiento
Swing phase	Fase de balanceo
Left average	Promedio izquierdo
Right average	Promedio derecho
Normative range	Rango normativo
Left average	Promedio izquierdo
Right average	Promedio derecho

Si el sistema de captura de movimiento que se utiliza también dispone de una o varias plataformas de fuerza, la combinación de la información cinemática y las fuerzas de reacción al suelo puede utilizarse para calcular los momentos y la fuerza netos de las articulaciones mediante cinética inversa. Un posible error que puede introducirse en las mediciones cinéticas, al margen de las posibles fuentes o errores mencionados para las medidas cinemáticas, está relacionado con una mala colocación de las plataformas de fuerza (no están niveladas con el suelo, o no tienen pleno contacto con el suelo en sus puntos de contacto) o, durante una evaluación del movimiento, el atleta tiene ambas extremidades en contacto con una plataforma.



Los sistemas ópticos de captura de movimiento basados en marcadores se consideran el patrón de referencia de la captura de movimiento debido a su precisión en el seguimiento de marcadores (menos de 0,5 mm de error) cuando se configuran correctamente (Merriault et al., 2017). Sin embargo, las medidas cinemáticas y cinéticas se calculan a partir de un modelo biomecánico impulsado por los marcadores. Por lo tanto, la colocación incorrecta de los marcadores (no colocados con precisión en el punto de referencia especificado), el movimiento de los tejidos blandos (que desplazan los marcadores de su posición original), el relleno deficiente de los espacios y los cambios en la intensidad de la luz solar, o el movimiento de las cámaras después de la calibración, son factores que pueden socavar la precisión de los datos de interés calculados. Además, el modelo biomecánico elegido para generar las medidas cinemáticas y cinéticas tiene un enorme impacto en estos resultados y, por tanto, en la interpretación del movimiento. Los mismos datos introducidos en distintos modelos biomecánicos pueden generar resultados muy diferentes. Por ejemplo, Richter et al. (2020) informaron de que los ángulos sagitales (por ejemplo, flexión de rodilla o flexión de cadera) eran muy fiables cuando se utilizaban los mismos datos analizados con diferentes modelos biomecánicos, mientras que los ángulos en otros planos de movimiento (abducción de rodilla) no lo eran. Sin embargo, la mayor desventaja de las capturas ópticas de movimiento basadas en marcadores es que están restringidas al volumen de captura (área) disponible por las cámaras fijas y los grandes volúmenes de captura son complicados y caros; por ejemplo, capturar un sprint de 100 o una maratón. Además, fijar los marcadores que se van a capturar puede llevar hasta 45 minutos (dependiendo del set de marcadores y de la precisión de la fijación).

Captura de movimiento mediante sensores

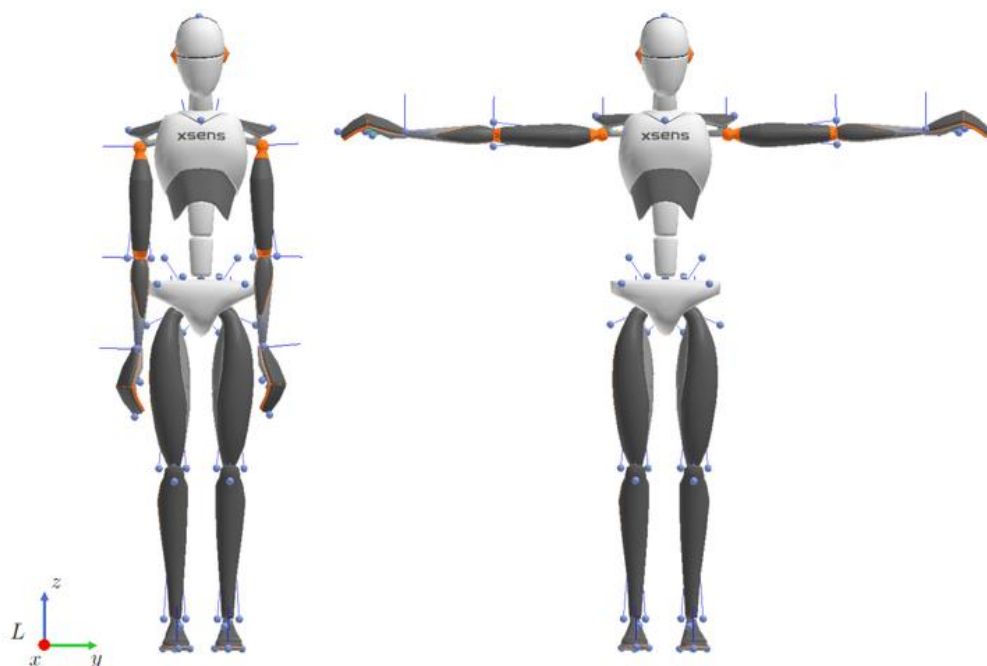
Los sistemas de captura de movimiento que pueden registrar movimientos en grandes volúmenes son los basados en sensores, por ejemplo, los que utilizan unidades de medición de la inercia (IMU). Los sensores IMU, que combinan acelerómetro, giroscopio y magnetómetro, pueden estimar los cambios de posición y orientación integrando estas mediciones. La integración de las aceleraciones del acelerómetro puede estimar la posición de un sensor o el cambio de posición en el tiempo. La integración de la rotación angular del giroscopio a la orientación estimada de un sensor y el cambio de orientación. El magnetómetro es



necesario para determinar la orientación de un sensor utilizando el campo magnético terrestre. Cuando se utilizan las IMU, el proceso de captura de datos es similar al de los sistemas ópticos de captura de movimiento basados en marcadores, sin necesidad de calibrar el volumen de captura (un proceso que no requiere mucho tiempo).

Al igual que ocurre con los sistemas ópticos de captura del movimiento basados en marcadores, los sensores de la IMU deben fijarse a puntos de referencia anatómicos del cuerpo humano, y generalmente lo hacen con correas de velcro, cintas adhesivas de doble cara u otros. Como en el caso de los sistemas de análisis óptico del movimiento basados en marcadores, las posiciones de los sensores de la IMU vienen determinadas por el modelo biomecánico que van a controlar los sensores. El siguiente paso en la captura de datos de una IMU es la calibración estática. Esto es similar a la calibración estática en los sistemas de análisis óptico del movimiento basados en marcadores, y el atleta tiene que permanecer inmóvil en una postura N o T.

Figura 11: Ilustración de pose N (izquierda) y pose T (derecha).



Fuente: Xsens, s. f.

Después de la calibración estática, la lectura registrada por los sensores de la IMU se almacena en el dispositivo o se envía a un ordenador a través de una conexión inalámbrica, o ambas cosas. En el caso de un sistema de almacenamiento interno, el



usuario debe cargar los datos tras la captura de la prueba para su procesamiento, mientras que los sistemas que envían los datos directamente al ordenador permiten ver las lecturas de los sensores en tiempo real, lo que puede impulsar el modelo biomecánico produciendo una animación de avatar en tiempo real. En caso de pérdida de conexión del sensor con el ordenador, la mayoría de los sistemas de sensores guardan los datos "perdidos", que pueden descargarse luego, cuando se restablezca la conexión. Cuando se utiliza un sistema IMU, se recomienda que los datos se transmitan a un ordenador y que se pueda comprobar visualmente si el modelo biomecánico utilizado es correcto. Ya que si, por ejemplo, un sensor IMU se mueve durante la captura de datos, cualquier medición posterior será errónea, lo cual le obligaría a repetir la captura de datos. La diferencia con el sistema de captura de movimiento basado en marcadores es que los sistemas basados en sensores no necesitan etiquetado ni rellenado de espacios, ya que el sensor IMU se coloca en una posición específica debido a que todos los datos deben haberse transmitido o pueden descargarse del almacenamiento interno. Al igual que ocurre con los sistemas ópticos de captura del movimiento basados en marcadores, la corrección de las medidas cinemáticas registradas por un sistema IMU depende de la colocación del sensor IMU. Además, en los sistemas IMU, el movimiento del marcador puede provocar errores (por ejemplo, el sensor IMU se mueve después de realizar varias pruebas o durante una carrera). Por otra parte, el concepto fundamental en el que se basan las IMU (integración de señales) puede generar un error en las mediciones cinemáticas, ya que los pequeños errores (en la precisión de las mediciones) se acumulan con el tiempo. Este fenómeno se conoce como **desviación** y puede deberse a factores ambientales (como el calor, la humedad, y otros). Para contrarrestar la desviación de un sensor IMU, los proveedores de sistemas IMU utilizan filtros Kalman o algoritmos de optimización de descenso gradual para eliminar el efecto de la desviación del sensor (ruido) mediante la fusión de los datos del sensor (la desviación es independiente entre sensores).

La ventaja de un sistema de captura de movimiento IMU en comparación con la captura de movimiento óptica es que no hay restricción de volumen de captura, y que los sensores IMU pueden capturar datos incluso si están bloqueados (por ejemplo, durante un tackle de rugby). Sin embargo, las mediciones cinemáticas también se calculan a partir de un modelo biomecánico controlado por los sensores de la IMU y, por lo tanto, también se producen los mismos problemas generados por



la colocación incorrecta de los sensores (por ejemplo, si el sensor no se coloca en el punto de referencia solicitado). Los movimientos de los tejidos blandos y otros movimientos de los sensores (que desvían los marcadores de la posición prevista) influirán en las mediciones cinemáticas resultantes. Además, el modelo biomecánico utilizado para generar las mediciones cinemáticas también influye considerablemente en los datos, y los mismos datos introducidos en distintos modelos biomecánicos pueden generar resultados diferentes.

En cuanto a las mediciones cinéticas y los sistemas basados en IMU, a diferencia de los sistemas ópticos, es difícil sincronizar los datos de posición proporcionados por la(s) plataforma(s) de fuerza y el sistema IMU. En consecuencia, el cálculo de los momentos articulares es erróneo (pequeños cambios en el punto de presión de la aplicación sobre la alimentación tienen grandes repercusiones). Para superar este problema, se puede utilizar un software adicional que genera **estimaciones** de la fuerza de reacción al suelo que posteriormente se utilizan para calcular mediciones cinéticas mediante simulaciones musculares (véase el software AnyBody: <https://www.anybodytech.com/>).

En la actualidad, los mejores proveedores de sistemas IMU son XSens y Noraxon.

Captura óptica de movimiento sin marcadores

La última opción de captura de movimiento analizada aquí son los sistemas ópticos sin marcadores. Estos sistemas funcionan de forma similar a los sistemas ópticos con marcadores, pero sin necesidad de colocar marcadores en el deportista, con lo que se superan dos de los principales inconvenientes de los sistemas ópticos de captura del movimiento con marcadores y sensores: el tiempo que requiere la colocación de marcadores y sensores y la posibilidad de que éstos se extravíen. En su lugar, estos sistemas utilizan técnicas de imagen por ordenador para determinar la posición de puntos de referencia clave que permiten elaborar un modelo biomecánico. Para generar un sistema de captura de movimiento óptico sin marcadores, es necesario entrenar un algoritmo de aprendizaje automático que permita identificar los puntos clave que necesita el modelo biomecánico. Tanto la calidad como el error de estas valoraciones dependen de los datos "reales" utilizados para entrenar el modelo. Por ejemplo, un modelo podría entrenarse con datos que contengan ilustraciones etiquetadas manualmente (los puntos importantes



fueron identificados por un humano, como en el ejemplo anterior) o con datos que contengan una imagen de rayos X o cámara sincronizada para identificar los puntos importantes y, en cada caso, la calidad de los datos resultantes generados con cada método sería muy diferente. No obstante, dado que el algoritmo de aprendizaje automático se valida utilizando los datos existentes definidos como "reales", ambos enfoques podrían comercializar su sistema como "sumamente" preciso, mientras que únicamente la opción de rayos X podría haber aprendido realmente la posición de los puntos clave del modelo biomecánico, ya que la opción de etiquetado humano conlleva valoraciones humanas. Otra opción para capturar un movimiento utilizando técnicas sin marcadores es mediante la sustracción del entorno. La sustracción del entorno se refiere a un proceso que identifica los objetos que están delante de una figura y genera una silueta del objeto. Mediante el uso de múltiples vistas de cámara, la silueta identificada puede utilizarse para estimar la forma a la que puede ajustarse un modelo biomecánico.

La ventaja de los sistemas sin marcadores sobre los demás es que no es necesario colocarle marcadores o sensores al deportista; sin embargo, al igual que los sistemas con marcadores, están limitados a un volumen determinado de captura. El mayor inconveniente de estos sistemas es que aún se encuentran en una fase de desarrollo inicial y se consideran poco fiables. Sin embargo, es muy probable que mejoren en los próximos años.

En la fecha de redacción de este informe, el proveedor más avanzado de sistemas ópticos de análisis de movimiento sin marcadores es Theia marker-less.

Resumen

El lector debe tener en cuenta que el rendimiento de todos los sistemas presentados depende en gran medida de la posición de los marcadores o sensores de identificación de puntos importantes. En general, los sistemas ópticos son más precisos que los basados en sensores IMU, ya que sufren de desviación, pero tienen la ventaja indiscutible de que no tienen en cuenta la restricción de volumen. No obstante, otros sistemas con sensores podrían superar esta limitación, como Kinexon (<https://kinexon.com>), que utiliza sensores de radiofrecuencia. Sin embargo, estos sistemas sólo analizan las posiciones de todo el cuerpo. En términos generales, el mayor impacto que se produce en los datos cinemáticos es el modelo biomecánico utilizado y cuestiones como la masa de movimiento, que pueden influir en la



localización exacta, precisa y fiable de los puntos clave, independientemente del sistema utilizado. No obstante, es probable que los ángulos articulares en un plano sagital (tobillo, rodilla, cadera y flexión del tórax) sean fiables entre sensores, mientras que los ángulos de otros planos (abducción y rotación de la rodilla o eversión del tobillo) se verán afectados en gran medida por los modelos biomecánicos elegidos, independientemente de la tecnología utilizada.

Procesamiento de datos de movimientos

Una vez capturados y preprocesados los datos de movimiento, hay que procesarlos. La fase de procesamiento de datos tiene que ver con la higiene de los datos y es un paso fundamental para garantizar que solo se utilicen datos "limpios" y fiables durante el análisis y la interpretación. El procesamiento de datos consta de varias etapas relacionadas con el filtrado de datos y la detección de eventos. El filtrado de datos se realiza para eliminar de los datos el ruido o la información no deseada que se haya introducido. El concepto de ruido hace referencia a pequeños errores aleatorios en los datos (como errores de digitalización o movimiento de la piel) que pueden eliminarse mediante algoritmos de atenuación o filtros (Winter, 2009). Sin embargo, como se ha indicado anteriormente, hay que tener cuidado al utilizar filtros porque pueden afectar las amplitudes de las medidas (Mai et al., 2019) y, a su vez, las conclusiones de los estudios y análisis. Por ejemplo, según Sigurðsson et al.:

En cuanto a las estrategias de filtrado, los datos de marcadores requieren una frecuencia de corte mucho más baja que los datos de plataformas de fuerza, pero filtrarlos de forma desigual produce efectos artificiales de gran impacto, mientras que filtrar ambas señales por igual elimina el pico de impacto. En el único estudio prospectivo que se encontró una relación entre el KAM [momento de abducción] de la rodilla y el riesgo de lesión del LCA se utilizó una estrategia de filtrado desigual que produce interferencias de impacto artificialmente grandes y, por lo tanto, era más probable que identificara el pico de KAM



en la postura inicial que coincide con el momento de la lesión. (2021, p. 2)

Otro paso crucial en el procesamiento de datos de captura de movimiento es la detección de eventos. Esto hace referencia a la identificación de, por ejemplo, el inicio y el final de un ciclo de movimiento y otros puntos clave (como el final de la fase excéntrica). Por ejemplo, al capturar un movimiento, usted recogerá datos antes de la fase que le interesa o de varias pruebas. La detección de eventos permite dividir los datos capturados en varias secciones, como pruebas y fases, de las que podrá extraer los datos clave y los indicadores de rendimiento. Existen varias metodologías o enfoques para definir e identificar los eventos clave en las señales sin procesar o procesadas. En este sentido, la disponibilidad de una plataforma de fuerzas facilitará la identificación de eventos como el despegue y el impacto (aterrizaje), mientras que otros eventos como el inicio del CMJ o el final dependen del profesional, el investigador o el proveedor de software. Un posible error que podría introducirse en este paso es la falta de sincronización entre el sistema de captura de movimiento y las plataformas de fuerza. Aunque la detección de eventos también puede realizarse manualmente en el software de captura de movimientos o mediante un software que detecte automáticamente los eventos, cuanto más complejos sean los movimientos o el ejercicio que se esté analizando, menos probable será que exista un software disponible que haya automatizado este proceso. La identificación manual requiere mucho trabajo, por lo que se recomienda que, si un movimiento no se utiliza habitualmente o no se dispone de software para identificar automáticamente los eventos relevantes, se elabore una codificación con programas como MATLAB (se necesita licencia) o Python (código abierto) para automatizarla.

Análisis de los datos de movimiento

Una vez finalizada la captura y el procesamiento de los datos, se puede iniciar el análisis de los mismos. Durante este paso, debe tener en mente un objetivo claro (una pregunta relacionada con el rendimiento o las lesiones del deportista a la que pretenda dar respuesta con la prueba) para seleccionar la metodología más adecuada.



El método más utilizado para examinar los datos de movimientos es el análisis de puntos diferenciales. Un punto diferencial es una medida de la característica de una forma de onda entre dos eventos definidos (por ejemplo, la magnitud máxima del ángulo de flexión de la rodilla entre el inicio de la fase excéntrica y el final de la fase concéntrica del ciclo de movimiento) o en un punto temporal definido (como el ángulo de flexión de la rodilla a velocidad cero del centro de masa). Otro ejemplo de análisis de puntos diferenciales es la variabilidad de un vector $1 \times n$ que contiene las magnitudes de un punto durante la realización de pruebas n . Por ejemplo, si ha capturado 5 pruebas de salto, este vector sería un 1×5 (un individuo y cinco pruebas). Otro parámetro que podría determinar estos datos es la variabilidad en las salidas o asimetrías de fuerza o impulso izquierda-derecha, que suelen ser de interés en el análisis biomecánico y del rendimiento (Bishop et al., 2018) (véanse también los cursos 1 y 2). Los puntos diferenciales utilizados habitualmente incluyen mediciones del rendimiento (altura o distancia del salto, tiempo de contacto con el suelo o tiempo de finalización, o ambos), y extremos locales (mínimos o máximos; ángulo de flexión o extensión de la rodilla). Con frecuencia se utilizan puntos diferenciales porque permiten reducir los datos biomecánicos completos dependientes del tiempo a puntos específicos dentro de dos eventos (por ejemplo, entre el impacto y el despegue de la punta del pie en un salto con caída o el inicio del movimiento hasta el despegue de la punta del pie en un salto con contramovimiento) a una medida única y claramente definida, lo que reduce el tiempo de procesamiento y nos ayuda a interpretar los resultados. Sin embargo, la ventaja de la simplificación de datos es también una limitación, ya que la selección del conjunto de puntos diferenciales a examinar se basará en conocimientos previos (investigaciones anteriores o experiencia profesional), en las variables seleccionadas por los proveedores de software en función de éstos, o en análisis posteriores. Por consiguiente, aunque un análisis de puntos diferenciales ayuda a comprender y comparar los movimientos, existe la posibilidad de:

- descartar información importante que puede incluir aspectos relevantes (Donà et al., 2009; Donoghue et al., 2008);
- comparar características que presentan capacidades neuromusculares no relacionadas, ya que un valor máximo podría producirse en diferentes puntos temporales (para algunas personas en fases excéntricas, mientras que para



otras en la fase concéntrica) que podrían arrojar conclusiones erróneas (Richter et al., 20

- fomentar la búsqueda de puntos diferenciales distintos entre dos grupos, lo que se denomina búsqueda de significación (prueba de hipótesis no dirigida y sesgada de forma no trivial), que también podría llevar a conclusiones erróneas y a resultados positivos falsos (término estadístico para referirse a un error que permite que diferencias inexistentes parezcan diferentes) (Pataky et al., 2013).

Otra forma de examinar los datos capturados consiste en examinar toda la señal de movimiento entre dos eventos establecidos (análisis de forma de onda). Existe una variedad de técnicas estadísticas disponibles para examinar y las más utilizadas son: el mapeo paramétrico estadístico (Pataky et al., 2013), y el análisis de componentes principales (funcional) (Warmenhoven et al., 2019), mientras que muchas otras se han utilizado en estudios biomecánicos (Dixon et al., 2013). Sin embargo, antes de poder realizar un análisis de este tipo, el número de mediciones realizadas en el evento inicial y final debe normalizarse a un número determinado, de modo que la técnica de análisis pueda comparar los resultados. Además, al comparar la cinemática de diferentes velocidades de carrera, el tiempo de contacto de una condición puede ser solo la mitad de otra y no existir datos para algunas formas de onda si los datos no están normalizados en el tiempo. La normalización temporal requiere seleccionar varios fotogramas para normalizarlos, normalmente 101, de modo que cada fotograma corresponda a un porcentaje dentro del ciclo de movimiento (0%-100%). Sin embargo, no debe fijarse arbitrariamente en 101, ya que esto supondría un sobremuestreo sustancial de los datos si algunas muestras contienen sólo 5 mediciones y, por lo tanto, podría dar lugar a una estimación deficiente de la forma de la curva, en cuyo caso debería considerar aumentar la frecuencia de muestreo. Por el contrario, si tiene 1.000 mediciones, la disminución del muestreo a 101 fotogramas podría provocar la pérdida de información importante. Otro aspecto a tener en cuenta en el análisis de la forma de onda es el inicio de las diferentes características neuromusculares del movimiento (fases excéntricas frente a fases concéntricas). Cuando la forma de onda se normaliza en el tiempo, es muy probable que algunas muestras de su base de datos se encuentren todavía en fase excéntrica, mientras que otras ya están en fase concéntrica.



Esto se denomina variabilidad de fase y puede tenerse en cuenta mediante un proceso denominado registro de puntos de referencia, que describe un proceso matemático que alinea un evento dentro de una muestra de muestras de datos, como por ejemplo, el inicio de la fase concéntrica, de tal forma que se produzca en cada prueba en un punto preestablecido en el tiempo (por ejemplo el 37%). Para ello se genera una función warp, que altera el dominio temporal de una señal y la convierte de lineal a no lineal, lo que permite tener en cuenta la variabilidad de fase entre atletas en una comparación transversal o en un atleta a lo largo del tiempo cuando se realiza una monitorización. Para más detalles, consulte las referencias (Moudy et al., 2018).

Lectura de estudios de análisis de movimientos

Si bien muchos estudios biomecánicos proporcionan datos relevantes para el riesgo de lesiones y la rehabilitación, su interpretación y aplicabilidad a la práctica puede ser un problema. Los modelos biomecánicos y la variabilidad del procesamiento en los distintos estudios, así como las variaciones relacionadas con los diferentes sistemas de captura del movimiento utilizados y la calidad del análisis estadístico, pueden dar lugar a conclusiones diferentes. Por consiguiente, el profesional debe leer los resultados con ojo crítico, no solo el resumen y las conclusiones, sino también el detalle de los métodos, el procesamiento y el análisis estadístico, y compararlos con estudios similares. Si es necesario, consulte a un estadístico o actualice sus conocimientos sobre métodos estadísticos. Tenga en cuenta el tamaño de la muestra de la cohorte y de la población: ambos tendrán un gran impacto en los resultados y en la aplicabilidad más amplia al deporte, el nivel, el género o el grupo de edad con el que esté trabajando. Otros aspectos de la interpretación de los estudios consisten en decidir qué variables examinar y asegurarse de comprender cómo se calcula una variable, ya que esto puede variar considerablemente entre los estudios cinéticos y cinemáticos. Asimismo, al revisar los estudios que examinaron medidas cinemáticas, se deben tener en cuenta los valores notificados con respecto a un rango de movimiento activo de la articulación, lo que permitirá conocer las posibles limitaciones de los modelos biomecánicos utilizados en el estudio.

En resumen, al leer estudios biomecánicos, hay que considerar cuidadosamente las limitaciones del estudio y la generalizabilidad de los resultados. Por otro lado, la mejor práctica en los estudios prospectivos de riesgo consiste en



reservar una parte de los datos, que solo se utilizan para validar los resultados, y utilizarlos en el modelo generado (por ejemplo, la ecuación de regresión para predecir lesiones). No obstante, la validación o evaluación todavía no se utiliza habitualmente en los estudios de ciencias del deporte (Richter et al., 2021).

Referencias

Bishop, C., Turner, A. & Read, P. (2018). Effects of inter-limb asymmetries on physical and sports performance: a systematic review. *Journal of sports sciences*, 36(10), 1135-1144. <https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1361894>

Dixon, P. C., Stebbins, J., Theologis, T., & Zavatsky, A. B. (2013). Spatio-temporal parameters and lower-limb kinematics of turning gait in typically developing children. *Gait & posture*, 38(4), 870-875. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.04.010>

Donà, G., Preatoni, E., Cobelli, C., Rodano, R. & Harrison, A. J. (2009). Application of functional principal component analysis in race walking: an emerging methodology. *Sports biomechanics*, 8(4), 284-301. <https://doi.org/10.1080/14763140903414425>

Donoghue, O. A., Harrison, A. J., Coffey, N., & Hayes, K. (2008). Functional data analysis of running kinematics in chronic Achilles tendon injury. *Medicine and science in sports and exercise*, 40(7), 1323-1335. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31816c4807>

Ehrig, R. M. & Heller, M. O. (2019). On intrinsic equivalences of the finite helical axis, the instantaneous helical axis, and the SARA approach. A mathematical perspective. *Journal of biomechanics*, 84, 4-10. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.12.034>

Mai, P., Mählich, D., Fohrmann, D., Kurz, M., Trudeau, M., Hamill, J., Weir, G. & Willwacher, S. (2019). Cut-off frequencies matter: the effects of filtering strategies and footwear on internal knee abduction moments in running. *Footwear Science* 11(1), 44-46. <http://dx.doi.org/10.1080/19424280.2019.1606069>

Merriault, P., Dupuis, Y., Bouteau, R., Vasseur, P. & Savatier, X. (2017). A study of vicon system positioning performance. *Sensors*, 17(7), 1-18. <https://doi.org/10.3390/s17071591>

Moudy, S., Richter, C., & Strike, S. (2018). Landmark registering waveform data improves the ability to predict performance



measures. *Journal of biomechanics*, 78, 109-117.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.07.027>

Padua, D. A., Marshall, S. W., Boling, M. C., Thigpen, C. A., Garrett, W. E., Jr, & Beutler, A. I. (2009). The Landing Error Scoring System (LESS) Is a valid and reliable clinical assessment tool of jump-landing biomechanics: The JUMP-ACL study. *The American journal of sports medicine*, 37(10), 1996-2002.
<https://doi.org/10.1177/0363546509343200>

Pataky, T. C., Robinson, M. A., & Vanrenterghem, J. (2013). Vector field statistical analysis of kinematic and force trajectories. *Journal of biomechanics*, 46(14), 2394-2401.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.07.031>

Richards, J. (2008). *Biomechanics in clinic and research: an interactive teaching and learning course*. Churchill Livingstone.

Richter, C., Daniels, K. A. J., King, E. & Franklyn-Miller, A. (2020). Agreement between Inertia and Optical Based Motion Capture during the VU-Return-to-Play-Field-Test. *Sensors* 20(3), 1-18.
<https://doi.org/10.3390/s20030831>

Richter, C., O'Connor, N. E., Marshall, B. & Moran, K. (2014). Comparison of discrete-point vs. dimensionality-reduction techniques for describing performance-related aspects of maximal vertical jumping. *Journal of biomechanics*, 47(12), 3012-3017.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.07.001>

Richter, C., O'Reilly, M., & Delahunt, E. (2021). Machine learning in sports science: challenges and opportunities. *Sports biomechanics*, 1-7. <https://doi.org/10.1080/14763141.2021.1910334>

Sigurðsson, H. B., Karlsson, J., Snyder-Mackler, L. & Briem, K. (2021). Kinematics observed during ACL injury are associated with large early peak knee abduction moments during a change of direction task in healthy adolescents. *Journal of Orthopaedic Research* 39(10), 2281-2290. <https://dx.doi.org/10.1002%2Fjor.24942>

Warmenhoven, J., Cogley, S., Draper, C., Harrison, A., Bargary, N., & Smith, R. (2019). Considerations for the use of functional principal components analysis in sports biomechanics: examples from on-water rowing. *Sports biomechanics*, 18(3), 317-341.
<https://doi.org/10.1080/14763141.2017.1392594>

Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement* (4th ed.). John Wiley & Sons.

