

Validación de datos y consideraciones técnicas en el uso de IMUs y acelerómetros en biomecánica

Introducción:

Los sistemas de *unidades de medida inercial* (IMUs, por sus siglas en inglés) se han convertido en herramientas fundamentales para el análisis biomecánico del movimiento dentro y fuera del laboratorio. Un IMU típico integra acelerómetros, giroscopios y a menudo magnetómetros, permitiendo medir aceleraciones lineales, velocidades angulares y orientaciones en 3D de segmentos corporales en actividades cotidianas o deportivas. A diferencia de los sistemas ópticos tradicionales (ej. cámaras con marcadores pasivos tipo Vicon u OptiTrack), los sensores iniciales son portátiles, de bajo costo y pueden usarse en campo abierto, lo que posibilita evaluar movimientos reales en ambientes naturales.

Sin embargo, para confiar en sus mediciones es imprescindible **validar** sus datos contra sistemas de referencia “gold standard” y establecer protocolos rigurosos de uso. Esto implica comparar las mediciones iniciales con las de sistemas ópticos 3D o video-análisis (p. ej. Kinovea), sincronizar y alinear ambos sistemas, y evaluar cuantitativamente el error y la fiabilidad obtenidos. Asimismo, se deben considerar diversos *aspectos técnicos*: la correcta colocación de los sensores en el cuerpo, configuraciones de muestreo y filtrado, procedimientos de calibración, mantenimiento de los dispositivos y buenas prácticas de almacenamiento de datos.

Finalmente, la **fiabilidad** (repetibilidad) de las medidas es tan importante como su validez, por lo que se evalúan pruebas test-retest e incluso la variabilidad introducida por diferentes evaluadores o dispositivos. En este informe técnico se revisan sistemáticamente estos temas, haciendo hincapié en aplicaciones al análisis de gestos deportivos de tracción como las *dominadas* (pull-ups), sin dejar de lado evidencia de otros movimientos (saltos, lanzamientos, carrera) que ayuda a construir un marco teórico sólido.

1. Comparación entre datos de IMUs y sistemas de referencia

Un paso fundamental en la validación de sensores iniciales es comparar sus datos con los obtenidos por sistemas de referencia confiables, típicamente la captura de movimiento óptica 3D (p.ej. Vicon, OptiTrack) o videografía de alta velocidad. Para lograr una comparación válida, es necesario **diseñar un protocolo de medición conjunto** donde el sujeto realice ciertos movimientos mientras es medido simultáneamente por el IMU y el sistema de referencia. A continuación, se deben aplicar procedimientos de **sincronización temporal** y **alineación espacial** para garantizar que ambos sistemas estén comparando exactamente las mismas instancias de movimiento en el mismo marco de referencia.

Sincronización temporal: Dado que el IMU y la cámara/referencia suelen operar de forma independiente, sus relojes internos pueden no coincidir. Una solución básica es iniciar y detener ambas grabaciones simultáneamente, pero esto resulta impreciso y puede dejar un desfase constante. En la práctica, se emplean métodos de sincronización más robustos, como usar eventos conocidos (por ejemplo, un golpe o impacto visible en ambas señales) o métodos computacionales. Un enfoque común es calcular la *correlación cruzada* entre una señal derivada del sistema óptico y la señal del IMU para encontrar el desfase óptimo. Por ejemplo, Blandau et al. (2022) sincronizaron datos de un sistema Vicon con IMUs calculando la aceleración del marcador de pelvis en Vicon y comparándola con la aceleración medida por el IMU ubicado en pelvis; la **máxima correlación** entre ambas series se usó para alinear temporalmente los datos. Tras encontrar el desfase, se ajustan las series de tiempo (p. ej. recortando el inicio o final) para que tengan igual duración y fase temporal. Este procedimiento asegura que, frame a frame, estemos comparando las mismas fases del movimiento capturado.

Alineación espacial: Otro reto es alinear los ejes y coordenadas del IMU con las del sistema de referencia. Los IMUs proporcionan datos en su propio sistema de ejes local, que puede no coincidir exactamente con los ejes anatómicos o de la cámara. Para resolver esto, es crucial montar o calibrar el sensor con una orientación conocida respecto al segmento corporal. En algunos protocolos, se realiza una *alineación manual* del eje del sensor con la referencia anatómica antes de iniciar (por ejemplo, colocar el IMU de modo que su eje X apunte hacia adelante en la posición anatómica neutra del sujeto). Esto fue realizado en una validación de cinemática de miembro superior, logrando que los ángulos de flexión/extensión de cuello y tronco medidos por IMUs tuvieran errores menores a $\sim 3^\circ$ comparados con el sistema óptico. En enfoques más avanzados, se pueden usar movimientos de calibración funcional: por ejemplo, pedir al sujeto que realice una flexión/extensión pura de rodilla, de forma que se pueda calcular la transformación necesaria para alinear el sistema del IMU con el eje articular conocido. Si no se realiza una calibración funcional, **es esencial una colocación cuidadosa**: “Alinear el sensor IMU con la referencia anatómica del segmento es esencial para lograr la mayor exactitud”. Cualquier desalineación inicial puede provocar que el IMU subestime o sobreestime el ángulo real, especialmente a amplitudes grandes (se ha observado error proporcional donde a mayor ángulo de referencia, el IMU tendía a infraestimar ligeramente la magnitud).

Análisis de errores y métricas de validez: Una vez sincronizados y alineados, se procede a cuantificar qué tan de acuerdo están ambos sistemas. Las métricas más usadas incluyen:

- **Error cuadrático medio (RMSE):** mide el error promedio cuadrático entre la serie del IMU y la de referencia en cada punto. Por ejemplo, en la validación de movimientos funcionales de brazo postictus con un sensor de bajo costo, se reportaron RMSE pequeños y altas correlaciones ($r = 0,65\text{--}0,95$) al comparar con un sistema óptico de referencia. Un RMSE cercano a cero indica alta precisión.
- **Correlación de Pearson (r) o coeficiente de determinación (R^2):** evalúa la relación lineal entre ambas medidas. Valores $r > 0,9$ suelen interpretarse como excelente concordancia lineal, aunque una alta correlación no garantiza ausencia de sesgo sistemático.
- **Coeficiente de correlación intraclass (ICC):** útil para evaluar la concordancia absoluta entre medidas de diferentes sistemas u operadores. ICC valores $> 0,75$ se consideran buenos, y $> 0,90$ excelentes en la mayoría de contextos. En estudios de validación de saltos verticales con IMUs, se han obtenido ICC entre $0,87\text{--}0,99$ al compararlos con dispositivos estándar, lo que sugiere una validez de buena a excelente.
- **Método de Bland–Altman:** ofrece un análisis gráfico y estadístico de la *acuerdo* entre dos métodos de medida. Se grafican las diferencias IMU–referencia frente al promedio, para visualizar sesgo sistemático (bias) y los *límites de acuerdo* (LOA al 95%). Este método permite detectar si existe un sesgo constante (p.ej., que el IMU siempre mida un valor ligeramente mayor o menor que la cámara) y cuantificar la dispersión de las diferencias. En un estudio que validó un nuevo sistema IMU durante sentadillas, las gráficas de Bland–Altman mostraron **sesgos extremadamente bajos** entre el IMU y Vicon, con las diferencias distribuidas aleatoriamente alrededor de cero. Esto indica que el sensor no presentaba errores sistemáticos significativos en la medición de ángulos segmentales durante el ejercicio. También se utiliza Bland–Altman para identificar si el error aumenta con la magnitud medida, como se detectó en algunas pruebas de alta velocidad angular (errores mayores a altas velocidades de giro).
- **Coeficiente de concordancia de Lin (CCC):** combina ideas de correlación y concordancia absoluta, penalizando tanto desplazamientos como diferencias en pendiente entre las medidas. Valores de CCC cercanos a 1 indican excelente concordancia. En la validación mencionada de sentadilla, el CCC entre el sistema IMU y Vicon fue categorizado como *excelente*, alineado con la observación de sesgo mínimo.
- **Otros métodos:** según la variable analizada, pueden emplearse análisis de regresión, índices de error porcentual, o comparación de parámetros específicos (p.ej., diferencia en tiempo de vuelo en un salto, diferencia en velocidad pico, etc.). En contextos clínicos, a veces se utilizan pruebas de equivalencia o cálculo de mínimos cambios detectables.

Cabe destacar que para una validación completa se suelen reportar múltiples métricas. Por ejemplo, en la validación de un sensor inercial para seguimiento de la rehabilitación de brazo, se informó que el sensor y el sistema óptico presentaron correlaciones altas (r hasta 0,94), ICC altos, y los gráficos Bland–Altman confirmaron que la mayoría de las mediciones caían dentro de los límites de acuerdo del 95% con sesgos pequeños. Este enfoque

multifactorial (RMSE, r, ICC, Bland–Altman) proporciona una imagen más completa de la *validez concurrente* del IMU.

Ejemplos de validación: Numerosos estudios en la última década han validado IMUs en distintas tareas. Hallbeck et al. (2017) compararon un sistema comercial de 6 IMUs con Vicon para medir ángulos de hombro, codo, tronco y cuello durante una tarea simulada de cirugía; encontraron errores medios bajos ($\approx 2\text{--}8^\circ$ según la articulación) y ningún sesgo sistemático significativo, concluyendo que la exactitud era aceptable para fines ergonómicos. Blandeau et al. (2022) realizaron una validación en dos fases: primero en un hexapodo robótico (movimientos controlados) y luego con sujetos haciendo sentadillas, usando Vicon como referencia; sus resultados mostraron alta precisión tanto en traslaciones como rotaciones, con CCC cerca de 0,99 y bias despreciables. Estos ejemplos ilustran que, con un protocolo adecuado, los sensores iniciales modernos pueden alcanzar niveles de precisión comparables a los sistemas de laboratorio, al menos para ciertos rangos de movimiento y velocidades. No obstante, también se reportan *limitaciones*: por ejemplo, pequeñas desviaciones en calibración pueden hacer que el IMU subestime ligeramente amplitudes extremas, o entornos con interferencia magnética pueden degradar la precisión de orientación si se usa el magnetómetro.

En resumen, la comparación con sistemas de referencia requiere cuidadosa sincronización temporal, alineación de ejes, y un repertorio de métricas de error. Los resultados de numerosos estudios respaldan la **validez** de los IMUs para medir parámetros cinemáticos (ángulos, aceleraciones, tiempos) con alta correlación y bajo error respecto a sistemas ópticos, siempre que se sigan protocolos de validación estrictos. La siguiente sección profundiza en uno de los factores clave para lograr esa validez: la correcta colocación y manejo físico de los sensores en el cuerpo.

2. Colocación de los sensores: ubicación anatómica, sujeción y minimización de artefactos

La **colocación física** de los acelerómetros/IMUs en el cuerpo influye directamente en la calidad de los datos. Una posición subóptima o un anclaje inestable pueden introducir errores significativos (*artefactos de movimiento*) debido al desplazamiento relativo del sensor con respecto al segmento corporal (fenómeno conocido como *soft tissue artifact* o *artefacto de tejidos blandos*). A continuación, se presentan recomendaciones respaldadas por la literatura para maximizar la fidelidad de la señal:

- **Elección de la ubicación anatómica:** Se debe fijar el sensor sobre segmentos rígidos o con menor amortiguación por tejido blando. Lugares ideales suelen ser prominencias óseas o zonas próximas al centro del segmento. Por ejemplo, para analizar la carrera o salto, frecuentemente se coloca el IMU en la región lumbar baja (nivel del sacro o L5) para aproximar el centro de masa y obtener datos integrales del tronco. En cambio, si se desea medir específicamente la cinemática de una articulación, se coloca un sensor en cada segmento adyacente (p.ej., uno en muslo y otro en pierna para rodilla). En ejercicios de tracción como la dominada, una ubicación eficaz puede ser en el pecho (esternón) o en la zona lumbar, donde el sensor capture el movimiento vertical del cuerpo completo. También se han usado sensores en muñecas o brazos para evaluar la dinámica de las extremidades superiores en este tipo de ejercicios.
- **Fijación y sujeción del sensor:** Es crítico asegurar firmemente el dispositivo para que no se deslice ni gire durante el movimiento. Los fabricantes suelen proveer *cintas elásticas con velcro* u otro tipo de correas ajustables para sujetar los sensores a extremidades o torso. Estas funcionan bien en muchas circunstancias, pero en movimientos muy dinámicos (saltos, cambios rápidos de dirección) el sensor podría aflojarse. Estudios han comparado métodos de sujeción; por ejemplo, se ha evaluado el uso de una simple banda elástica vs. adherir el sensor con cinta médica a la piel, encontrando que la combinación de cinta + strap redujo notablemente los artefactos de movimiento. Cuando se espera alta aceleración (p. ej. gestos explosivos), suele recomendarse refuerzo con *tape adhesivo deportivo* sobre la correa, o incluso utilizar trajes ceñidos con bolsillos especiales para IMUs. En aplicaciones clínicas con pacientes, a veces se prefieren fajines o arneses con bolsillos (p.ej., cinturón para un sensor lumbar) por comodidad.
- **Minimización del *slippage* y artefactos de tejido blando:** El *slippage* se refiere al deslizamiento del sensor sobre la piel. Para minimizarlo, además de la sujeción firme, conviene colocar el sensor en zonas con menor movimiento relativo de piel vs. hueso. Por ejemplo, la cara anterior de la tibia (espinilla) tiene menos músculo, por lo que un sensor allí sufrirá menos amortiguación que uno en el muslo sobre el cuádriceps. Igualmente, en el brazo, ubicarlo en la cara lateral sobre el húmero (donde hay más contacto óseo) reducirá vibraciones de tejidos blandos. Un artículo de revisión señala que el artefacto de tejido blando depende de la masa del sensor, la rigidez de su sujeción y la cantidad de movimiento de la piel; sensores más livianos y pequeños, bien pegados al cuerpo, generan menos artefacto. También es importante recalibrar la posición si el sujeto cambia de postura inicial, pues incluso

un ligero giro del sensor tras la colocación (por ejemplo, al subir los brazos para colgarse de la barra de dominadas) puede desalinear los ejes.

- **Consistencia en la orientación del sensor:** Además de la posición, la *orientación* con la que se coloca cada IMU debe ser consistente para facilitar el procesamiento de datos. Es recomendable, por ejemplo, que en todos los sujetos el eje Z del sensor apunte hacia arriba (dirección cefálica) y el X hacia adelante en posición anatómica neutra, *marcando* mentalmente o físicamente esa orientación (“flecha hacia arriba”) en cada colocación. Esto reduce confusiones al interpretar los ejes entre diferentes ensayos. Algunos sensores tienen marcas o incluso dibujitos impresos (ej. la figura de un muñequito de pie) indicando la orientación correcta, lo que puede servir de guía visual. Si se mantiene una orientación estándar (“man-up position” lo llaman algunos manuales) en cada prueba, la comparación de ejes entre sujetos y sesiones es mucho más directa.
- **Protocolos específicos según el movimiento:** Ciertas actividades pueden requerir ubicaciones especiales. En gestos de la parte superior del cuerpo (lanzamiento de bala, servicio de tenis), colocar IMUs en antebrazo, brazo y tronco permite reconstruir la cadena cinemática. En ejercicios de peso corporal como flexiones o dominadas, un solo sensor en el tronco podría bastar para estimar el ángulo del cuerpo o detectar repeticiones, pero para análisis más detallados (por ejemplo, inclinación del torso vs. balanceo de piernas) se podrían usar múltiples sensores (torso, piernas). No existe todavía un estándar universal: “*no hay un protocolo estandarizado y validado para la colocación de sensores en el cuerpo*”, indicaron Blandeau et al., subrayando la importancia de evaluar cómo la elección de ubicación influye en los resultados. Por eso, en investigaciones se suele realizar análisis de **sensibilidad**: probar distintas ubicaciones y cuantificar cuánto varían las métricas (ángulos, aceleraciones) para elegir la óptima. Un estudio sobre saltos detectó que la ubicación del IMU afecta la estimación de la altura: colocar el sensor en el tobillo produjo una ligera subestimación del salto comparado con colocarlo cerca del centro de masa en la cadera. En efecto, el sensor de tobillo midió una altura ~8.5 cm menor en promedio que el de cadera en un test de salto, debido a la dinámica diferente del pie vs. centro de masa. Esto demuestra que la ubicación ideal puede depender de la variable de interés (altura del salto, aceleración de impacto, etc.).

En síntesis, **una buena praxis de colocación** implica: ubicar el sensor en un sitio anatómico adecuado (fijo, representativo del movimiento de interés), sujetarlo con seguridad (combinando métodos si es necesario), orientar consistentemente sus ejes, y considerar cómo la elección de ubicación puede afectar los datos. Implementando estas recomendaciones se minimizan los artefactos mecánicos como deslizamientos y vibraciones de tejido, mejorando la calidad de los datos crudos que alimentarán el análisis. Vale la pena invertir tiempo en esta etapa física, pues un sensor mal colocado difícilmente arrojará datos válidos sin importar cuán sofisticados sean los algoritmos posteriores.

3. Frecuencia de muestreo, filtrado digital, calibración, mantenimiento y almacenamiento de datos

La **configuración técnica** del sistema inercial (frecuencia de muestreo, filtrado de señal, calibración) y su mantenimiento son elementos cruciales que condicionan la precisión de las mediciones. A continuación, se detallan criterios y mejores prácticas en estos aspectos:

- **Frecuencia de muestreo:** Debe elegirse con base en la velocidad del movimiento a medir y la dinámica de interés. Según el teorema de Nyquist, la frecuencia de muestreo debe ser al menos el doble de la frecuencia máxima presente en la señal. Los movimientos humanos voluntarios suelen tener componentes principales en bajas frecuencias (< 10 Hz), pero eventos bruscos (impactos al aterrizar de un salto, vibraciones) pueden contener frecuencias más altas. Estudios recientes han investigado el efecto de la frecuencia de muestreo en la exactitud de la orientación estimada por IMUs. Zhang et al. (2025) hallaron que para caminar (~1.2 m/s) bastan **100 Hz**, para correr (~2.2 m/s) se requieren ~200 Hz, y para movimientos cílicos muy rápidos (3 Hz) unos 400 Hz son suficientes. Más allá de 400 Hz no se observaron mejoras sustanciales y, de hecho, muestrear aceleraciones a más de ~100 Hz podría introducir ruido de alta frecuencia sin beneficio en la orientación. En la práctica, muchos sistemas comerciales operan entre 100–250 Hz por defecto, lo cual suele cubrir la mayoría de aplicaciones deportivas (por ejemplo, a 100 Hz se puede registrar con precisión el ciclo completo de una zancada o el pulso de aceleración de un salto). Para gestos explosivos de levantamiento de pesas o impactos, algunos optan por 500–1000 Hz si el hardware lo permite, capturando mejor picos transitorios. Sin embargo, esto aumenta drásticamente el volumen de datos y el consumo de batería. Por ello, se recomienda ajustar la frecuencia al mínimo necesario para no sacrificar la *resolución temporal*. Por ejemplo, para analizar la fase de vuelo y amortiguación de una dominada (que es relativamente lenta, quizá ~1 Hz de frecuencia de movimiento), 100 Hz sería más que suficiente; para captar vibraciones de la barra o microoscilaciones, quizás 200 Hz. En caso de duda, es preferible muestrear alto y luego filtrar/reducir, que quedarse corto y perder información (aliasing).
- **Filtrado digital de las señales:** Las señales crudas de acelerómetros y giróscopos contienen inevitablemente ruido electrónico y componentes no deseados (gravedad en acelerómetros, deriva en giroscopios). Un paso esencial es aplicar filtros digitales adecuados. El tipo más común es el **filtro paso-bajo** para eliminar ruido de alta frecuencia que no corresponde al movimiento humano real. La elección del *cut-off* (frecuencia de corte) debe equilibrar eliminar ruido sin distorsionar el movimiento. Por ejemplo, en análisis de marcha o gestos lentos, una frecuencia de corte de ~5–6 Hz para datos cinematográficos es típica. En una validación de sentadillas, se filtraron las trayectorias de Vicon con un filtro Butterworth de 4º orden a 6 Hz, mientras que los datos del IMU se filtraron a 20 Hz. Esto se debe a que la cámara captura posiciones (que varían suavemente), mientras el IMU capta aceleraciones que incluyen más contenido de alta frecuencia; filtrar a 20 Hz permitió reducir ruido manteniendo las dinámicas rápidas del sensor. Es común aplicar filtros Butterworth bidireccionales (zero-lag) para evitar desfases en la señal filtrada. Además del paso-bajo, en algunos casos se usa **filtro paso-alto** para aislar componentes (por ejemplo, para

aislar la gravedad de la señal del acelerómetro, se podría aplicar un paso-bajo ~ 0.5 Hz para estimar el vector gravedad y restarlo). O un **filtro pasa-banda** si interesa cierta banda específica (p.ej., vibraciones entre 20–50 Hz). Más allá de filtros lineales, existen técnicas avanzadas: *filtros de Kalman* o complementarios que fusionan acelerómetro+giroscopio para estimar orientación reduciendo deriva; *wavelets* para separar componentes frecuenciales de interés; o algoritmos de suavizado adaptativo. En general, se aconseja filtrar de forma consistente las señales de IMU y de referencia antes de compararlas para evitar que el ruido de una influya comparación injusta. Importante: documentar siempre la frecuencia de corte y tipo de filtro usado, ya que esto impacta directamente en los resultados (un cut-off muy agresivo podría enmascarar picos importantes de aceleración en una dominada rápida, por ejemplo).

- **Calibración de sensores:** La calibración comprende varios niveles:
 - **Calibración de fábrica o intrínseca:** Los fabricantes suelen entregar los IMUs con calibración de fábrica para escala de acelerómetros (m/s^2 por bit) y giroscopios ($^{\circ}/s$ por bit), pero aún así es recomendable verificar o recalibrar especialmente en sensores de bajo costo. Esto implica determinar bias (desvío de cero) y factores escala de cada eje. Un método simple: colocar el acelerómetro inmóvil en 6 orientaciones (cada eje $\pm 1g$) para calcular bias y escala; para giroscopios, dejarlos quietos para medir bias de giro (debería ser $\sim 0 ^{\circ}/s$). Existen algoritmos de calibración completa que ajustan también la *no ortogonalidad* de ejes y sensibilidades cruzadas, aunque en contextos deportivos suele bastar calibrar offset.
 - **Calibración antes de la prueba (cero inicial):** Cada sesión, antes de empezar a registrar, se puede hacer que el sujeto adopte una posición estática conocida (por ejemplo, de pie en posición anatómica) durante unos segundos. Esto permite “poner a cero” los ángulos iniciales y comprobar que las aceleraciones iniciales corresponden solo a la gravedad. Muchos sistemas (Xsens, MVN) incluyen un paso de calibración del sujeto donde permanece quieto y luego realiza algunos movimientos guiados (calibración N-pose, etc.) para optimizar la orientación inicial de todos los sensores. Si no se hace, uno asume que la orientación de inicio del IMU coincide con cierto ángulo conocido, lo cual puede introducir error.
 - **Calibración funcional o específica:** Como se mencionó en la sección previa, se puede calibrar la alineación sensor-segmento mediante movimientos controlados. Por ejemplo, en vez de alinear manualmente a ojo, pedir al sujeto que realice un movimiento de flexión de rodilla sentado (donde se asume que en ese movimiento principalmente rota la rodilla) y usar esos datos para computar la matriz de transformación sensor->segmento. Esto reduce error de alineación.
 - **Calibración del magnetómetro (cuando se usa):** Muchos IMUs integran magnetómetro para orientaciones absolutas (brújula). Antes de una sesión, es típico hacer la calibración tipo *figure-eight* (mover el sensor en el aire trazando un 8) para eliminar offsets y escalar el magnetómetro. En entornos como gimnasios con estructuras metálicas, a veces se desactiva el magnetómetro para evitar distorsiones, confiando solo en giroscopio+acelerómetro (lo que requiere recalibrar orientación frecuentemente o aceptar cierta deriva).

- Una calibración cuidadosa garantiza que los datos medidos (aceleración, velocidad angular) correspondan correctamente a unidades físicas y referencia de ejes. Un sensor descalibrado podría, por ejemplo, medir 1.05 g en reposo en vez de 1 g, lo cual sesgaría cálculos de inclinación.
- **Mantenimiento y gestión de los dispositivos:** Los IMUs, como cualquier equipo electrónico, requieren mantenimiento básico:
 - **Batería:** Asegurar la carga completa antes de cada sesión y, de ser posible, monitorear el nivel durante el ensayo. Voltajes bajos pueden afectar la calidad de la señal o causar pérdida de paquetes. Si se usan múltiples sensores inalámbricos, sincronizar cargarlos juntos para que todos tengan autonomía similar.
 - **Actualizaciones de firmware:** Mantener el firmware al día, ya que a veces los fabricantes mejoran la estabilidad de transmisión o la precisión de la fusión sensorial.
 - **Verificación periódica de calibración:** Con el uso y el tiempo, es posible que el calibrado cambie (especialmente si el dispositivo sufre golpes fuertes). Conviene realizar chequeos regulares, por ejemplo, midiendo en quietud (debería leer ~0 aceleración neta excepto gravedad) o rotando a velocidad constante conocida.
 - **Cuidado físico:** Proteger los sensores de impactos innecesarios, polvo o humedad (salvo que estén especificados para ello). Limpieza suave de conectores y superficie, sobre todo si se adhieren a la piel con cinta, para mantener buena adherencia.
 - **Reemplazo de elásticos/cintas:** Las correas de sujeción pierden elasticidad con el uso; revisarlas y reemplazarlas para mantener fijación óptima. Igualmente, velcros gastados o soportes rotos deben repararse.
- **Almacenamiento y integridad de datos:** Tras la captura, los datos deben almacenarse de forma segura y organizada:
 - **Formato de datos:** Usar formatos estándares o abiertos (CSV, C3D, TXT, HDF5) facilita la futura reutilización. Anotar metadatos: frecuencia de muestreo, calibración usada, unidades, etc.
 - **Respaldo y copias de seguridad:** Inmediatamente después de cada sesión, respaldar los archivos en al menos otro medio (ej. disco externo o nube) para prevenir pérdida por falla del dispositivo original.
 - **Sincronización de múltiples sensores:** Si se usan varios IMUs, hay que guardar información de sincronización (timestamps comunes o marcas de evento). Algunos sistemas almacenan los datos ya sincronizados en un solo flujo; otros entregan archivos por sensor y requieren posprocesamiento para alinearlos temporalmente.
 - **Filtros y procesamiento inicial guardados por transparencia:** Si durante la adquisición el software aplicó algún filtro o offset, documentarlo o guardar también los datos brutos sin procesar. La reproducibilidad demanda conocer si los datos han sido filtrados on-line o si incluyen correcciones.
 - **Consideraciones de almacenamiento prolongado:** Los datos crudos ocupan espacio, sobre todo a altas frecuencias; evaluar comprimir archivos o subsamplearlos para archivo a largo plazo si fuera necesario. Pero siempre conservar una copia cruda sin comprimir para análisis completos.

En resumen, **ajustar bien los parámetros técnicos** (frecuencia, filtros, calibración) y mantener los sensores en buenas condiciones son pre-requisitos para obtener datos fiables. Como guía, basarse en recomendaciones de literatura: usar ≥ 100 Hz para movimientos normales (y más si son muy rápidos), filtrar adecuadamente (ej. Butterworth 4º orden 6–20 Hz según señal), recalibrar con frecuencia y cuidar la instrumentación. Todo esto reduce errores técnicos que podrían enmascarar o exagerar diferencias al comparar con el patrón de referencia.

4. Fiabilidad de las medidas: test-retest, variabilidad intra/interobservador y estrategias de mejora

Además de la validez respecto a un sistema patrón, es esencial que las mediciones con IMUs sean **fiables** en sí mismas. La **fiabilidad** se refiere a la capacidad de un instrumento de producir resultados consistentes bajo condiciones similares. En biomecánica, esto se evalúa típicamente mediante pruebas *test-retest* (misma prueba repetida en dos o más ocasiones) y análisis de consistencia intra e inter-evaluador o entre dispositivos.

Fiabilidad test-retest (intra-sujeto): Consiste en repetir la medición del mismo sujeto realizando el mismo movimiento en dos momentos distintos, idealmente con las mismas condiciones y mismo evaluador. Un sistema fiable deberá producir métricas muy similares. Por ejemplo, si un IMU mide el ángulo máximo de rodilla en un salto, y el sujeto repite el salto, ¿obtendremos el mismo ángulo? Para cuantificarlo se usan nuevamente ICC y coeficientes de variación (CV). En pruebas de salto vertical con sensores iniciales, se han reportado *ICC test-retest* > 0.95 y $CV \sim 4-5\%$ al medir altura de salto en un mismo día. Esto indica una fiabilidad *casi perfecta* en la repetición de la medida. Otro estudio encontró $ICC=0.97$ test-retest para altura de salto con un dispositivo comercial, con error estándar de medida (SEM) de apenas 0.5 cm. Estos resultados sugieren que las variaciones de un intento a otro quedan dentro del rango de error instrumental mínimo. Sin embargo, la fiabilidad puede verse afectada por **fatiga o cambios en la ejecución**: si el sujeto no reproduce exactamente el movimiento, parte de la variabilidad refleja variabilidad biológica y no del sensor.

Variabilidad intra e interobservador: Aquí se evalúa si diferentes personas obtienen los mismos resultados con el sistema, o si el mismo evaluador es consistente en diferentes momentos. En el contexto de IMUs, el rol del observador es principalmente en la colocación del sensor y el inicio del registro. *Fiabilidad intraobservador* significa que un mismo técnico colocando el sensor en la misma persona en dos días distintos debería obtener resultados similares (asumiendo ejecución similar). *Interobservador* implica que dos técnicos distintos colocando el sensor (quizá en posiciones ligeramente distintas) obtengan resultados comparables. Si el protocolo de colocación está bien estandarizado (ver sección 2), la variabilidad interobservador debe ser baja. Algunos estudios han analizado la variabilidad entre dispositivos idénticos colocados en la misma ubicación (**fiabilidad inter-dispositivo**). Por ejemplo, Villalón et al. (2023) compararon dos sensores Vmaxpro simultáneamente, uno en cadera y otro en tobillo, encontrando que la concordancia entre ambos para medir velocidad de despegue presentaba una alta correlación ($r_s=0.84$), pero con un sesgo sistemático entre ubicaciones de -8.5 cm en altura de salto. Aunque esto refleja más diferencia de método (ubicación) que aleatoriedad, ilustra que distintos dispositivos pueden arrojar medidas distintas si no están en la misma posición. En general, para que un método se considere **confiable**, se sugieren criterios como $ICC > 0.90$ y $CV < 5\%$ en variables clave. Cifras mayores de variación indicarían necesidad de mejorar protocolo o promediar más repeticiones para estabilizar la medida.

Fuentes de inconsistencia y cómo mitigarlas: Varios factores pueden reducir la fiabilidad:

- **Repetibilidad de la colocación:** Si un sensor no se coloca exactamente igual entre sesiones (misma ubicación y orientación), puede introducir sesgo. Estrategia: marcar con un plumón dermatológico el sitio exacto de colocación en la piel para la siguiente sesión, o usar estructuras anatómicas claras como referencia (ej. “2 cm debajo de la espina de la escápula”).
- **Deriva de calibración con el tiempo:** Si entre test y retest el sensor derivó su calibrado, podría medir diferentemente. Estrategia: recalibrar antes de cada sesión y eventualmente comparar calibraciones (ej. guardar valores de bias calibrados cada día para ver si cambiaron significativamente).
- **Cambios en el sujeto:** Fatiga, aprendizaje motor, o distinta amplitud de movimiento entre intentos pueden ser confundidos con falta de fiabilidad. Esto se controla instruyendo claramente al sujeto y, en estudios formales, promediando múltiples intentos en cada sesión para obtener una medida representativa.
- **Procesamiento de señal inconsistente:** Aplicar distintos filtros o criterios de análisis en test y retest puede generar diferencias. Debe usarse el *mismo pipeline de análisis* para todos los ensayos. Automatizar el procesamiento ayuda a evitar sesgos del analista.
- **Variabilidad entre unidades de sensor:** Cuando se usan varios dispositivos del mismo modelo, puede haber pequeñas diferencias de fabricación. Un estudio sobre un sistema de 17 IMUs encontró que, aunque todos calibrados, había variaciones mínimas entre unidades; se recomienda en test-retest preferir usar el *mismo dispositivo físico* con cada sujeto siempre que sea posible, para eliminar ese factor. Si se deben usar distintos dispositivos (por ejemplo, en un laboratorio con varios sensores intercambiables), conviene revisar que sus características estén calibradas uniformemente y tal vez cruzar medidas entre ellos en un protocolo de control.

Mejoras de fiabilidad reportadas: En la literatura, la fiabilidad de IMUs se considera generalmente buena. Una revisión sistemática de 2019 concluyó que los IMUs presentan *excelente fiabilidad* para parámetros espaciotemporales de marcha (ICC típicamente >0.90). En deporte, la fiabilidad de métricas derivadas (como altura de salto, ángulos de técnica) suele ser alta cuando se siguen protocolos estandarizados. Por ejemplo, al medir el equilibrio postural con un solo IMU, se halló ICC ~ 0.82 test-retest en parámetros de balance, indicando **consistencia moderada a alta**. En un protocolo de dominadas, si quisieramos evaluar la fiabilidad, podríamos pedir al atleta realizar X dominadas en dos días distintos con el sensor en la misma posición; esperaríamos que la cantidad de movimiento (por ejemplo, aceleración pico hacia arriba) sea reproducible. Si encontráramos grandes discrepancias, deberíamos revisar si cambió la técnica o si el sensor se colocó de forma distinta.

Estrategias adicionales para mejorar fiabilidad:

- **Capacitación del evaluador:** Asegurar que quien coloca los sensores siga exactamente el protocolo (posición, ajuste, calibración). Simular múltiples casos durante entrenamiento.
- **Estandarizar instrucciones al sujeto:** Misma entrada en calor, misma cadencia de movimiento (si es posible controlar), para reducir variabilidad biológica.
- **Usar múltiples repeticiones y promediar:** en lugar de confiar en un solo intento, registrar varios y tomar el promedio o mediana, reduciendo error aleatorio.

- **Control ambiental:** realizar las pruebas en condiciones similares (hora del día, con o sin fatiga, calzado similar en caso de carrera o salto, etc.). Esto aplica menos a dominadas (que suelen ser en gimnasio controlado) pero es relevante en pruebas de campo.
- **Verificar datos en vivo:** si se observa algo atípico (ej. un registro claramente aberrante), repetir la medición; podría indicar que en ese ensayo hubo un problema (sensor golpeado, desconexión breve). Idealmente, descartar outliers causados por fallas técnicas.

En conclusión, la fiabilidad de los IMUs bien implementados tiende a ser alta, comparable a la de sistemas tradicionales. Estudios han demostrado correlaciones test-retest *casi perfectas* y baja variabilidad para medidas como ángulos articulares y parámetros de rendimiento. Cuando se detectan problemas de consistencia, a menudo se deben a factores controlables (colocación inconsistente, falta de calibración, etc.), por lo que las estrategias mencionadas ayudan a reforzar la reproducibilidad. Un sistema de medición biomecánica será útil en la práctica solo si, además de válido, es confiable en el tiempo y entre diferentes usuarios.

5. Casos de aplicación práctica validados (dominadas y otros gestos deportivos)

La aplicación de IMUs en el análisis de ejercicios deportivos ha crecido exponencialmente, abarcando desde gestos cílicos como la carrera o la marcha, hasta actividades específicas de gimnasio. A continuación se describen algunos casos de estudio relevantes, incluyendo evidencia de ejercicios de tracción y otros, resaltando cómo se implementaron los protocolos de validación y los resultados obtenidos:

a) Análisis de dominadas (pull-ups): Las dominadas son un ejercicio de tracción donde el sujeto cuelga de una barra y se eleva mediante la flexión de brazos hasta llevar la barbilla a la altura de la barra. Es un movimiento complejo que involucra principalmente la articulación glenohumeral, codos y escápulas, además de requerir estabilización del tronco. Aunque la literatura específica con IMUs en dominadas es limitada, podemos extrapolar de ejercicios análogos de tren superior. Un protocolo plausible, que algunos entrenadores han explorado, consiste en colocar un IMU en el pecho o espalda alta del deportista para registrar la aceleración vertical y la inclinación del tronco durante cada repetición. Usando un video (por ejemplo, grabado y analizado con Kinovea) como referencia, se podría validar si el IMU detecta correctamente el inicio/fin de cada repetición, la altura alcanzada o incluso la sincronía de las piernas. En un escenario de validación, el deportista realizaría una serie de dominadas mientras se graba con cámara y simultáneamente se registra el IMU. Luego se compararían variables: por ejemplo, la **trayectoria vertical del tronco** medida por la IMU (integrando aceleraciones) vs. la trayectoria obtenida con análisis de video de un marcador en el torso. Otro factor a validar podría ser el conteo de repeticiones y la identificación de la fase concéntrica/excéntrica mediante el patrón de aceleración. Si bien no hay datos concretos publicados en dominadas, podríamos esperar que un IMU bien posicionado detecte claramente los cambios de aceleración al inicio (cuando el sujeto tira hacia arriba) y al final de la fase concéntrica (cuando se frena cerca de la barra), lo que sería validable con video o medición de fuerza en la barra. Este tipo de validación práctica confirmaría si el sensor puede proporcionar métricas como **tiempo de ascenso, velocidad media o pico de ascenso y rango de movimiento vertical** con suficiente exactitud para retroalimentación del entrenamiento.

b) Saltos verticales con contramovimiento: Los saltos (CMJ, countermovement jump) han sido ampliamente estudiados con IMUs debido a su importancia en evaluación atlética. En un estudio reciente (Villalón et al. 2023), se probó un sistema de dos IMUs (Vmaxpro) para medir la altura de salto, colocando uno en la cintura (cerca del centro de masa) y otro en el tobillo. El protocolo validó **fiabilidad y acuerdo entre dispositivos**: ambos medían la altura a partir de la velocidad de despegue v_0 (calculada vía integración de aceleraciones), y se compararon los resultados. Se encontraron diferencias sistemáticas – el sensor del tobillo subestimó la altura en ~8.5 cm respecto al de la cintura – pero dentro de cada ubicación la repetibilidad test-retest fue muy alta (ICC ≈ 0.96 en tobillo). Adicionalmente, se comparó con un método de referencia (plataforma de fuerza o ecuación de vuelo) hallando concordancia aceptable. La *lección práctica* de este caso es que los IMUs pueden estimar con precisión la altura de salto y parámetros de potencia, siempre que estén ubicados apropiadamente (idealmente cerca del centro de masa para minimizar errores). Algunos

dispositivos comerciales (Myotest, Push, etc.) ya implementan estas validaciones, reportando errores de apenas 1–2 cm frente a plataformas de fuerza.

c) Análisis de gestos de lanzamiento: En deportes como el béisbol, balonmano o atletismo (lanzamiento de jabalina), se han utilizado IMUs para medir la cinemática rápida del brazo. Por ejemplo, investigadores colocaron sensores en antebrazo y brazo para registrar la velocidad angular de lanzamiento y la compararon con cámaras de alta velocidad. En un estudio de lanzamientos de béisbol, se encontró que los **giroscopios de IMU podían medir velocidades angulares pico en la muñeca** con diferencias menores al 5% respecto al sistema óptico, logrando detectar diferencias significativas en técnica sin necesidad de cámaras especializadas. No obstante, estos gestos extremadamente rápidos (velocidad angular del brazo $> 500 \text{ }^{\circ}/\text{s}$) desafían a los IMUs: requieren alta frecuencia de muestreo y calibración cuidadosa del giro. Por ello, en algunos casos se validan solo segmentos de movimiento (p.ej., el seguimiento del *follow-through* donde las velocidades son menores).

d) Carrera y análisis de marcha: Las aplicaciones clínicas de marcha han sido validadas intensamente. Por ejemplo, Al-Amri et al. (2018) revisaron la validez de IMUs para medir *espacio-temporales de marcha* (tiempo de zancada, longitud de paso, etc.) concluyendo que hay **excelente validez y fiabilidad** en comparación con sistemas ópticos y tapices instrumentados. Muchos estudios ubican un único IMU en la región lumbar (L3–L5) para estimar los eventos de talonamiento y despegue durante la marcha; las diferencias en estimación de cadencia y longitud de paso suelen ser $<3\%$ respecto a un sistema patrón, y con correlaciones ~ 0.9 . Esto demuestra la robustez de los algoritmos de detección de eventos mediante acelerometría cuando se validan apropiadamente. En carreras de velocidad, también se ha validado que IMUs en el calzado pueden medir la duración de la fase de contacto y vuelo con error por debajo de 0.02 s comparado con fotocélulas.

e) Ejercicios de entrenamiento de fuerza con peso libre: Además de las dominadas, otros ejercicios como el *press de banca*, sentadilla con peso, o peso muerto han sido analizados. Se han usado acelerómetros para medir la velocidad de la barra en powerlifting, comparándolos con dispositivos de referencia (transductores lineales).

Balsalobre-Fernández et al. (2017) mostraron que la cámara de un smartphone con acelerómetro interno podía estimar la velocidad en *press de banca* con una correlación >0.95 respecto a un transductor comercial, validando así una aplicación práctica de acelerometría en entrenamiento de fuerza. En sentadilla, se han validado sistemas iniciales de IMU múltiple para medir los ángulos de rodilla y cadera durante el movimiento completo, encontrando diferencias $<5^{\circ}$ frente a sistemas ópticos. Esto permite monitorear la técnica (profundidad de sentadilla, inclinación del tronco) en contextos donde no se dispone de cámaras.

f) Aplicación en movimientos olímpicos rápidos: Gestos como el arranque y el envío (levantamiento olímpico) implican movimientos explosivos de cuerpo completo. Investigaciones piloto han puesto IMUs en la barra y en el cuerpo para captar trayectorias y detectar desequilibrios. Por ejemplo, un acelerómetro en la barra comparado con video a 240 fps arrojó un RMSE de apenas ~ 2 cm en la trayectoria vertical de la barra durante un

arranque, mostrando que incluso en movimientos complejos el sensor captura bien la dinámica si está rígidamente unido al objeto de interés. La sincronización aquí se logró iniciando ambos registros con un disparo de luz visto por la cámara y detectado por un fotodiodo en el IMU (una técnica de sincronización por evento externo).

En todos estos casos prácticos, un elemento común es la necesidad de un protocolo meticuloso de validación: **sincronizar el IMU con la referencia** (sea cámara, plataforma de fuerza, etc.), **filtrar** las señales adecuadamente antes de compararlas, y elegir **métricas de comparación** pertinentes (ángulos, velocidades, tiempos). Los resultados suelen reportarse en términos de bias (diferencia media) y límites de acuerdo (por ejemplo, “el sensor estimó la altura de salto con un bias de -1.2 cm y LOA ± 3.5 cm respecto a la cámara lenta”), o coeficientes de correlación altos ($r > 0.9$). En general, las investigaciones de la última década respaldan la eficacia de los sensores inerciales para cuantificar rendimiento y técnica deportiva con notable precisión. Por ejemplo, un estudio de 2020 validó un traje de 17 IMUs en movimientos deportivos variados (giros, patadas, saltos) y encontró CCC superiores a 0.95 en la mayoría de ángulos articulares comparados con óptica. Esto da confianza para que proyectos similares (como analizar dominadas o ejercicios calisténicos) se emprendan utilizando IMUs, sabiendo que, si se siguen las mejores prácticas de validación, los datos serán fiables y valiosos.

Resumen de resultados típicos: Los sensores inerciales bien validados pueden medir ángulos con errores de $2\text{--}3^\circ$ en articulaciones grandes, aceleraciones con bias prácticamente cero, tiempos de fase con diferencias de centésimas de segundo, y estimar parámetros de rendimiento (altura de salto, velocidad de levantamiento) con errores inferiores al 5%. En dominadas, aunque faltan estudios formales publicados, es razonable suponer que un IMU podría distinguir variaciones como dominada estricta vs. *kipping* (donde interviene balanceo), cuantificando las aceleraciones adicionales en el segundo caso. La clave es siempre acompañar la aplicación con una **validación cruzada** con algún método de referencia, para cuantificar esos errores en el escenario específico.

Glosario técnico

- **IMU (Unidad de Medición Inercial):** Dispositivo electrónico que combina típicamente un acelerómetro triaxial, un giroscopio triaxial y opcionalmente un magnetómetro triaxial. Permite medir aceleraciones lineales, velocidades angulares y campo magnético en tres ejes ortogonales, a partir de lo cual se puede estimar la orientación y movimiento de un objeto o segmento corporal.
- **Acelerómetro:** Sensor que mide la aceleración lineal a lo largo de uno o más ejes. En las IMUs suelen ser MEMS capacitivos de tres ejes, midiendo la aceleración resultante (incluida la gravedad). Unidades: m/s^2 o "g" (donde $1 \text{ g} \approx 9.81 \text{ m/s}^2$).
- **Giroscopio:** Sensor que mide la velocidad de rotación (velocidad angular) alrededor de uno o más ejes. En IMUs se usan giroscopios MEMS que detectan la velocidad angular en $^{\circ}/\text{s}$ o rad/s .
- **Magnetómetro:** Sensor que mide la intensidad y dirección del campo magnético, usado para estimar orientación absoluta respecto al campo magnético terrestre (como una brújula). Suele expresarse en microteslas (μT). Su inclusión en IMUs permite corregir la deriva de orientación en el plano horizontal, aunque es propenso a interferencias por metales.
- **Kinovea:** Software de análisis de video 2D de uso libre, que permite extraer ángulos, posiciones y velocidades a partir de grabaciones de vídeo. En este contexto, se menciona como una herramienta de referencia (semi-manual) para validar mediciones de IMUs mediante el seguimiento de marcadores o puntos de referencia en grabaciones.
- **Vicon / OptiTrack:** Sistemas de captura de movimiento ópticos, considerados *gold standard* en biomecánica. Utilizan cámaras infrarrojas y marcadores reflectantes para reconstruir en 3D la posición de segmentos corporales con alta precisión (error típico $<1 \text{ mm}$ para posición, $<1^{\circ}$ para ángulos). Sirven como referencia para validar sistemas iniciales.
- **RMSE (Root Mean Square Error):** Raíz del error cuadrático medio. Métrica estadística que cuantifica la diferencia promedio (cuadrática) entre valores medidos por el IMU y valores de referencia. Un RMSE bajo indica alta precisión del sensor respecto al patrón.
- **ICC (Coeficiente de Correlación Intraclass):** Índice que evalúa la concordancia o fiabilidad entre mediciones. En validación de instrumentos, el ICC (generalmente en modelo de dos vías, tipo absolute agreement) cuantifica cuánto de la variabilidad total se debe a diferencias entre métodos vs. variabilidad residual. Los valores van de 0 a 1; >0.75 generalmente se considera adecuado, >0.90 excelente.
- **Correlación de Pearson (r):** Medida de asociación lineal entre dos conjuntos de datos. En este contexto, se usa para ver qué tanto las tendencias de la señal del IMU siguen a las del sistema de referencia. $r = 1$ sería correlación lineal perfecta (las señales tienen la misma forma, aunque puedan diferir en escala).
- **Bland–Altman (análisis o gráfica):** Método gráfico-estadístico para evaluar el acuerdo entre dos métodos de medida distintos. Muestra las diferencias contra el promedio de ambos métodos, permitiendo visualizar sesgo (diferencia media) y dispersión (límites de acuerdo, típicamente media $\pm 1.96 \times \text{SD}$). Es útil para detectar errores sistemáticos o si la discrepancia depende del valor medido.

- **Bias (sesgo):** Diferencia sistemática entre la medición del IMU y la referencia. Un bias positivo significa que el IMU mide consistentemente más alto que el estándar, y viceversa. Idealmente el bias debería ser cercano a 0 tras calibración.
- **Límites de acuerdo (LOA):** En Bland–Altman, son los límites dentro de los cuales caerá el ~95% de las diferencias entre métodos (usualmente calculados como bias \pm 1.96 desviaciones estándar de las diferencias). Indican el rango de discrepancia esperable entre los dos métodos.
- **Lin's CCC (Coeficiente de Correlación de Concordancia de Lin):** Métrica que combina precisión y exactitud para evaluar concordancia entre dos métodos. Penaliza tanto desplazamientos (bias) como desviaciones de la línea identidad. Un CCC = 1 indica que las medidas del IMU caen exactamente sobre la línea ideal 1:1 contra la referencia.
- **Soft tissue artifact (artefacto de tejido blando):** Error introducido en la medición debido al movimiento relativo del sensor con respecto al hueso subyacente, causado por la deformación o desplazamiento de los tejidos blandos (músculo, grasa, piel) a los que está sujeto el sensor. Esto puede filtrar o amortiguar la señal verdadera del movimiento óseo.
- **Slippage (deslizamiento):** Movimiento no deseado del sensor desplazándose o rotando sobre la piel desde su posición inicial. Provoca que la orientación/posición del sensor ya no represente fielmente al segmento, introduciendo error.
- **Frecuencia de muestreo:** Número de muestras por segundo con que el IMU registra datos. Se mide en Hertz (Hz). Determina la resolución temporal de la captura; frecuencias bajas pueden perder eventos rápidos (aliasing), frecuencias excesivamente altas generan muchos datos redundantes y ruido.
- **Filtro (paso-bajo, paso-alto, etc.):** Herramienta digital para procesar la señal eliminando ciertas frecuencias. Paso-bajo deja pasar las bajas frecuencias (suaviza la señal removiendo ruido rápido), paso-alto deja pasar altas (remueve componente lenta, como gravedad), pasa-banda deja pasar un rango específico. Un filtro Butterworth es un tipo de filtro digital con respuesta suave (sin ondulaciones en banda pasante).
- **Calibración (de sensores):** Proceso de ajustar las lecturas del sensor para que correspondan a valores físicos reales. Incluye corregir bias (offset), escala (ganancia), alineación de ejes y a veces distorsión no lineal. Puede ser realizada por el fabricante o por el usuario mediante procedimientos específicos (p. ej., dejar el sensor quieto para calibrar el cero del giroscopio).
- **Test–retest:** Método para evaluar fiabilidad repitiendo exactamente el mismo procedimiento de medición en dos momentos diferentes. Si el resultado es igual (dentro del error esperado), se considera que el instrumento tiene buena fiabilidad test-retest.
- **Intraobservador / Interobservador:** Se refiere a la variabilidad debida al observador (quien realiza la medición). “Intraobservador” mira la consistencia de un mismo observador (operador) midiendo varias veces; “Interobservador” compara las mediciones hechas por diferentes observadores sobre el mismo fenómeno. Diferencias grandes indicarían falta de estandarización o aspectos subjetivos en la medición.
- **SEM (Standard Error of Measurement):** Desviación estándar de los errores de medición; se calcula a menudo como $SD * \sqrt{1-ICC}$. Indica en unidades de la variable, cuánto varía típicamente una medición repetida por error aleatorio.

- **CV (Coeficiente de Variación):** Desviación estándar expresada como porcentaje de la media. Útil para cuantificar variabilidad relativa de una medida. En fiabilidad, un CV bajo implica variabilidad relativa pequeña entre repeticiones.
- **SWC (Smallest Worthwhile Change):** Mínimo cambio relevante. En contexto deportivo, es la magnitud de cambio en una métrica que se considera relevante o beneficiosa. Se compara con el error de medición (SEM); si $SEM < SWC$, el instrumento puede detectar cambios significativos.
- **Filtro de Kalman:** Algoritmo recursivo de estimación óptima que fusiona múltiples fuentes de datos (acelerómetro, giroscopio, magnetómetro) considerando sus incertidumbres, para obtener una estimación refinada (por ej., orientación). Es común en sistemas comerciales de IMUs para proveer orientaciones suaves y sin deriva.

Referencias y lecturas recomendadas (APA)

1. Al-Amri, M., Nicholas, K., Button, K., Sparkes, V., Sheeran, L., & Davies, J. (2018). **Inertial Measurement Units for Clinical Movement Analysis: Reliability and Concurrent Validity.** *Sensors*, 18(3), 719. <https://doi.org/10.3390/s18030719>
2. Blandeau, M., Guichard, R., Hubaut, R., & Leteneur, S. (2022). **Two-Step Validation of a New Wireless Inertial Sensor System: Application in the Squat Motion.** *Technologies*, 10(3), 72. <https://doi.org/10.3390/technologies10030072>
3. Cereatti, A., Gurchiek, R., Mündermann, A., Fantozzi, S., Horak, F., Delp, S., & Aminian, K. (2024). **ISB recommendations on the definition, estimation, and reporting of joint kinematics in human motion analysis applications using wearable inertial measurement technology.** *Journal of Biomechanics*, 173, 112225. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2024.112225>
4. Dahl, K. D., Dunford, K. M., Wilson, S. A., Turnbull, T. L., & Tashman, S. (2020). **Wearable sensor validation of sports-related movements for the lower extremity and trunk.** *Medical Engineering & Physics*, 84, 144–150. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2020.08.001>
5. Hallbeck, S., et al. (2017). **Validation of Inertial Measurement Units for Upper Body Kinematics.** *Journal of Applied Biomechanics*, 33(4), 323–328. <https://doi.org/10.1123/jab.2016-0331>
6. Lee, J., Wheeler, K., & James, D. A. (2019). **Wearable Sensors in Sport: A Practical Guide to Usage and Implementation.** Springer, Singapore. ISBN: 978-9811337765.
7. Picerno, P. (2017). **Wearable inertial sensors for human movement analysis: a five-year update.** *Expert Review of Medical Devices*, 14(9), 775–786. <https://doi.org/10.1080/17434440.2017.1377132>
8. Prisco, G., Pirozzi, M. A., Santone, A., Cesarelli, M., Amato, F., & Donisi, L. (2025). **Validity of Wearable Inertial Sensors for Gait Analysis: A Systematic Review.** *Diagnostics*, 15(1), 36. <https://doi.org/10.3390/diagnostics15010036>
9. Villalón-Gasch, L., Jimenez-Olmedo, J. M., Olaya-Cuartero, J., & Pueo, B. (2023). **Test–Retest and Between–Device Reliability of Vmaxpro IMU at Hip and Ankle for Vertical Jump Measurement.** *Sensors*, 23(4), 2068. <https://doi.org/10.3390/s23042068>
10. Zhou, Z., et al. (2025). **Influence of Sampling Rate on Wearable IMU Orientation Estimation Accuracy for Human Movement Analysis.** *Sensors*, 25(7), 1976. <https://doi.org/10.3390/s25071976>