



FACULTAD DE CIENCIAS SOCIOSANITARIAS

DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y DEL DEPORTE

Validez de criterio y fiabilidad inter-sesión de medidas de movimiento de la cadera y rodilla en el plano frontal y sagital durante el aterrizaje tras acciones de salto

Víctor Llorca Estruch

Director
Dr. D. Francisco Ayala Rodríguez

Junio, 2016

Título: Validez de criterio y fiabilidad inter-sesión de medidas de movimiento de la cadera y rodilla en el plano frontal y sagital durante el aterrizaje tras acciones de salto.

Resumen

Investigaciones previas han sugerido que alineaciones anormales de la cadera y rodilla en el plano frontal y sagital durante tareas funcionales pueden aumentar la carga de la articulación y contribuir a la generación de daño o a la exacerbación de las condiciones de la rodilla incluyendo el dolor. Medidas clínicas objetivas de las alineaciones de cadera y rodilla en el plano frontal y sagital son importantes en la identificación de las personas que muestran un excesivo valgo de la rodilla y/o una reducida flexión durante tareas funcionales, patrones de movimiento anormales pueden ser reconocidos y los programas de intervención destinados a reducir mal-alineamientos en el plano frontal y sagital pueden ser evaluados. El análisis de vídeo en dos dimensiones puede ser un método más barato y más fácil de usar comparado con los métodos 3-D establecidos. Sin embargo, la utilización de análisis de vídeo 2-D como herramienta de medición clínica depende de la fiabilidad y validez de los datos cinemáticos que produce. Por lo tanto, el objetivo principal del presente Trabajo Final de Máster será analizar la validez de criterio y fiabilidad inter-sesión de las medidas de flexión de cadera (APSFC) y rodilla (APSFR) en el plano sagital y valgo dinámico de rodilla en el plano frontal (APFVR, DMR y ratio R/T) obtenidas con dos sistemas de captura de imagen 2D (videocámaras y Smartphone) durante la fase de aterrizaje tras diferentes acciones de salto. Participarán 50 personas (25 hombres y 25 mujeres) físicamente activas, las cuales serán medidas en tres sesiones en días distintos separados por una semana para analizar las medidas de flexión y valgo de rodilla durante la fase de aterrizaje tras acciones de salto.

Palabras clave: valgo dinámico de la rodilla, flexión de la rodilla, desgarros del ligamento cruzado anterior, dolor patelofemoral, drop jump.

Title: Criterion-related validity and inter-session reliability of hip and knee motion measures in the frontal and sagittal planes during landing tasks

Abstract

Previous researchers have suggested that abnormal frontal and sagittal plane alignments of the knee during functional tasks may increase loading of the joint and contribute to etiology or exacerbation of knee conditions including pain. Objective clinical measures of frontal and sagittal plane knee alignments are important in identifying individuals who demonstrate excessive knee valgus and/or reduced flexion during functional tasks as abnormal movement patterns can be recognized and subsequent training and intervention programs aimed at reducing frontal and sagittal plane mal-alignments can be evaluated. Two-dimensional video analysis may be a cheaper, and easier to operate method compared to established 3-D methods. However, the use of 2-D video analysis as a clinical measurement tool depends on the reliability and validity of the kinematic data it produces. Therefore, the main purpose of the current study will be to analyze the criterion validity and inter-session measures reliability of hip (APSFC) and knee flexion (APSFR) and knee valgus (APFVR, DMR y ratio R/T) obtained with two capture systems 2D image (video cameras and Smartphone) during landing after drop jump tasks through contemporary statistical measures. Involve 50 (25 men and 25 women) physically active young adults which will be measured in three sessions on different days separated by a week to analyze measures of flexion (APSFR) and valgus (APFVR) knee during the landing phase of jumping tasks.,

Keywords: dynamic knee valgus, knee flexion, anterior cruciate ligament tears, patellofemoral pain, drop jump.

1. INTRODUCCIÓN

La lesión en el complejo articular de la rodilla es una de las más comunes durante la práctica deportiva (Agel, Arendt & Bershadsky, 2005; Hootman, Dick & Agel, 2007; Janssen, Orchard, Driscoll & van Mechelen, 2012; Starkey, 2000). Muchas de las lesiones de rodilla, como las rupturas del ligamento cruzado anterior (LCA), el síndrome de dolor femoropatelar y los desgarros del labrum acetabular; ocurren como consecuencia de mecanismos de sobreuso o acciones de no contacto (Bharam, 2006; Ireland, 1999; Starkey, 2000). Aunque la causa de estas lesiones por no contacto y sobreuso parece ser multifactorial, la adopción de patrones de movimiento inadecuados durante acciones deportivas rápidas (principalmente caídas tras acciones de salto y cambios súbitos de dirección) que supongan una exacerbación del momento de abducción de rodilla (MAR) ha sido ampliamente identificado como uno de sus principales factores de riesgo o etiológicos (Dai, Mao, Garrett, & Yu, 2014; Dierks, Manal, Hamill, & Davis, 2008; Herrington, 2014; Myer, Ford, Di Stasi, Foss, Micheli & Hewett, 2015; Vanmeerhaeghe & Rodriguez, 2013).

Un excesivo valgo dinámico de rodilla en el plano frontal (definido por una excesiva abducción de rodilla, combinada con una aducción y rotación interna del fémur y una relativa rotación externa de la tibia [Hewett et al., 2005]) durante las anteriormente citadas acciones deportivas ha sido definido como una de las estrategias de movimiento que más incrementa el MAR (fenómeno de colapso del valgo de rodilla); aumentando por tanto el riesgo de lesión de rodilla (Boling, Padua, Marshall, Guskiewicz, Pyne, & Beutler, 2009; Hewett, Paterno & Myer, 2002; McLean, Walker & van den Bogert, 2005; Myer et al., 2015; Powers, 2010; Wikstrom, Tillman, Kline & Borsa, 2006). Además, la elección de estrategias que prioricen la absorción de las fuerzas verticales de reacción generadas durante acciones deportivas dinámicas (ej.: la fase de recepción tras un salto, cambio de dirección) a través de una reducida o limitada flexión de cadera y rodilla en el plano sagital podría favorecer igualmente la sobrecarga de dicho complejo articular (fenómeno de ligamento dominancia) (Jordan, DeFrate, Nha, Papannagari, Gill, & Li, 2007; Markolf, Burchfield, Shapiro, Shepard, Finerman, & Slauterbeck, 1995; Myer, Ford, Brent & Hewett, 2012; Pollard, Sigward & Powers, 2010).

Por lo tanto, conocer si la estrategia de control dinámico de la extremidad inferior que el deportista habitualmente selecciona durante acciones deportivas rápidas supone la adopción de posiciones que deriven en un alto MAR podría ser de gran ayuda para: (a) identificar si éste se encuentra en una situación más vulnerable para sufrir una lesión de rodilla; así como

(b) poder diseñar y aplicar medidas de modificación de patrones de movimiento anormales (Shultz, Schmitz, Benjaminse, Collins, Ford & Kulas, 2015).

Numerosos investigadores han confiado en la técnica de análisis del movimiento para identificar los potenciales mecanismos y factores de riesgo de lesión de rodilla (Ford, Myer & Hewett, 2007). Así, la técnica de análisis del movimiento a través de imágenes en tres dimensiones (3D) ha sido el método elegido por la mayoría de los estudios para investigar la relación entre el valgo dinámico de rodilla y la flexión de cadera y rodilla con la lesión. Hewett et al. (2005) informaron que los ángulos de abducción de rodilla cuantificados a través de sistemas de análisis del movimiento 3D permiten predecir el riesgo de lesión del LCA en mujeres deportistas con una alta sensibilidad y especificidad. Por esta razón, esta técnica de análisis del movimiento en 3D se han convertido en una práctica habitual en muchos laboratorios de investigación y ha sido considerada la prueba diagnóstica de oro o “gold estándar” para el análisis cinemático de la extremidad inferior durante acciones dinámicas (Chung & Ng, 2012). Además, la tarea deportiva más utilizada para evaluar el valgo dinámico de rodilla en el plano frontal y la flexión de cadera y rodilla en el plano sagital ha sido el salto con caída previa desde cajón o “drop jump” en sus diferentes versiones. Sin embargo, el uso de sistemas de análisis 3D queda restringido al ámbito científico y fuera del alcance de la mayoría de los profesionales que ejercen su labor diaria en clínicas, clubes y asociaciones deportivas debido principalmente a: (1) su elevado coste económico; (2) la necesidad de una amplia formación específica; (3) su laborioso sistema de montaje y registro de datos; y (4) sus altas demandas espaciales (McLean, Walker, Ford, Myer, Hewett, & van den Bogert, 2005; Willson & Davis, 2008).

Una alternativa al análisis del movimiento en 3D podría ser el uso del análisis de video en 2 dimensiones (2D), donde las videocámaras digitales pero sobre todo los universalmente expandidos Smartphones (cuyo tamaño del sensor, volumen de la óptica y objetivo es sensiblemente menor) podrían ser utilizados para capturar el rendimiento en acciones funcionales y posteriormente importar dichas imágenes a un paquete informático para realizar el análisis cinemático (Norris & Olson, 2011). Sin embargo, y aunque el análisis en 2D presenta ventajas importantes en términos de coste económico, portabilidad, accesibilidad y sencillez de uso (Willson & Davis, 2008), antes de recomendar su utilización como medida objetiva del alineamiento de las articulaciones de la extremidad inferior en el plano frontal y sagital durante acciones deportivas, la validez y fiabilidad de sus medidas debe ser contrastada.

En este sentido, en la literatura científica es posible encontrar tres metodologías de evaluación ampliamente utilizadas para estimar el valgo dinámico de rodilla en el plano frontal a través de sistemas de video 2D definidas según: (a) la posición en el plano frontal de la rodilla de acuerdo al muslo y segmentos de la pierna (medida conocida como ángulo de proyección frontal del valgo de rodilla [APFVR]) (Willson & Davis, 2008); (b) el desplazamiento medial de la rodilla (DMR) (Myer et al., 2012); y (c) la distancia de separación de las rodilla y las caderas (ratio de separación rodillas/caderas [ratio R/C]) (Noyes, Barber-Westin, Fleckenstein, Walsh & West, 2005; Barber-Westin, Galloway, Noyes, Corbett, & Walsh, 2005; Ford, Myer & Hewett, 2003) o tobillos (ratio de separación rodillas/tobillos [ratio R/T]) (Mizner, Chmielewski, Toepke & Tofte, 2012). El ratio R/T ha sido considerado más relevante que su homólogo el ratio R/C por reflejar mejor el mecanismo de lesión del LCA (Mizner et al., 2012).

Son escasos los estudios que han analizado la validez de criterio de las medidas APFVR (Gwynne & Curran, 2014; McLean et al., 2005; Mizner et al. 2012; Willson & Davis, 2008) y ratio R/T (Mizner et al. 2012) obtenidas simultáneamente a través de videocámaras digitales 2D y sistemas 3D y durante acciones de salto; informando de resultados esperanzadores (Gwynne & Curran, 2014; McLean et al., 2005; Mizner et al., 2012; Willson & Davis, 2008). Así, los estudios de Mizner et al. (2012) y Willson & Davis (2008) informan que las medidas APFVR y ratio R/T podrían ser consideradas como aceptables para la estimación del valgo dinámico de rodilla. Sorprendentemente, el estudio de la validez de criterio de las medidas de DMR y alineación de la flexión de cadera (ángulo de proyección sagital de la flexión de cadera [APSFC]) y rodilla (ángulo de proyección sagital de la flexión de rodilla [APSFR]) en el plano sagital obtenida a través de dispositivos 2D no ha sido abordado aún. Además, no se han encontrado (desde el conocimiento de los autores) estudios que analicen la validez de criterio de las medidas anteriormente citadas obtenidas a través de Smartphones.

En relación a la fiabilidad de las medidas cinemáticas de la extremidad inferior, son muy escasos los estudios que han abordado dicha cuestión, centrándose todos ellos en el APFVR (Gwynne & Curran, 2014; Munro, Herrington, & Carolan, 2012; Willson, Ireland & Davis, 2006) y ratio R/T (Mizner et al., 2012), calculados ambos a través de videocámaras digitales 2D, quedando aun por analizar la fiabilidad de la medida APSFR obtenida tanto a través de cámaras 2D y Smartphones. Así, las medidas APFVR y ratio R/T obtenidas a través de videocámaras 2D han demostrado una buena fiabilidad inter-sesión, con índices de correlación intraclase (ICC) mayores de 0,7 y valores de error estándar de la medida que

oscilan entre los 2 y los 4° (Gwynne & Curran, 2014; Munro et al., 2012; Willson et al., 2006).

Por lo tanto, y dada la gran relevancia que desde el punto de vista de la prevención de lesiones de la rodilla tiene la evaluación del grado de flexión y valgo de rodilla alcanzado en acciones deportivas y el escaso cuerpo de conocimiento científico existente en lo relativo a la precisión de las medidas obtenidas a través de las técnicas de análisis de video en 2D, el objetivo principal del presente Trabajo Final de Máster será analizar la validez de criterio y fiabilidad inter-sesión de las medidas de flexión de cadera (APSFC) y rodilla (APSFR) en el plano sagital y valgo dinámico de rodilla en el plano frontal (APFVR, DMR y ratio R/T) obtenidas con dos sistemas de captura de imagen 2D (videocámaras y Smartphone) durante la fase de aterrizaje tras diferentes acciones de salto.

2. MÉTODO

2.1. Participantes

Un total de 25 hombres y 25 mujeres físicamente activas (3-5 sesiones de actividad física semanales de al menos 1 hora de duración) formarán parte del presente estudio. Todos los participantes serán instados a mantener su régimen habitual de práctica deportiva durante toda la fase experimental del estudio, evitando actividades físicas de intensidad vigorosa las 48 horas previas a las sesiones de valoración.

Los criterios de exclusión serán: (a) presentar alteraciones músculo-esqueléticas y osteo-ligamentosas en los últimos 6 meses previos al presente procedimiento exploratorio; (b) presentar dolor muscular de aparición tardía (agujetas) durante cualquiera de los tres momentos de evaluación; y (c) no asistir a una o más sesiones de valoración durante todo el proceso de recogida de datos.

Antes de ser evaluados, todos los participantes serán informados verbalmente y por escrito de los posibles riesgos y procedimientos del presente estudio. Posteriormente, todos ellos firmarán un consentimiento informado que será aprobado por el Comité Ético y Científico en Investigación en Humanos de la Universidad Miguel Hernández de Elche (Alicante, España) de acuerdo a los principios establecidos en la Declaración de Helsinki.

2.2. Procedimiento

Todos los participantes serán evaluados por los mismos dos experimentados clínicos en tres sesiones diferentes, con un periodo de tiempo entre sesiones de 5-7 días.

Previo a la ejecución de las diferentes pruebas de salto, las medidas antropométricas de los participantes serán registradas, incluyendo: altura, masa corporal y diámetro de muñecas, codos, hombros, rodillas, tobillos, manos y distancia de la base del acromion al eje de giro del hombro. Posteriormente, todos los participantes realizarán un calentamiento dinámico compuesto por ejercicios que simularan movimientos propios de la práctica deportiva y de intensidad creciente. Concretamente, se utilizará la rutina de calentamiento dinámico propuesta por Taylor, Sheppard, Lee & Plummer (2009).

Una vez completado el proceso de calentamiento, se procederá a la colocación de 35 marcadores retrorreflectantes colocados de acuerdo al modelo “Plug in Gait Full Body” Tras la colocación de los marcadores se procederá al análisis cinemático (3D y 2D) de la extremidad inferior durante el aterrizaje tras acciones de salto vertical en caída bilateral (drop landing) y unilateral (single-leg landing y single-leg cross drop) siguiendo el procedimiento de ejecución previamente descrito por Hewett et al. (2005) y Mizner et al. (2012).

Las pruebas de salto se efectuarán sobre una plataforma de fuerzas, la cuál dotará a los participantes un punto de referencia para que los aterrizajes se puedan realizar de manera frontal y perpendicular a la cámara digital de video y los smartphones usados. Antes de la realización de la prueba, se les permitirá a los participante la realización de 2 ó 3 ensayos de familiarización.

Durante la ejecución de los saltos, se utilizarán siete cámaras de análisis de movimiento (VICON 624c Datastation, Workstation Software 4.6, M2 cameras, Oxford Metrics, London, England) a fin de crear el modelo 3D a partir de los marcadores reflectantes y a una frecuencia de grabación de 200 HZ.

2.2.1. Salto vertical en caída bilateral (drop landing)

Los participantes partirán en posición estática con una separación de piernas igual al ancho de sus hombros y en apoyo bipodal sobre un cajón antropométrico, a una altura de 40 cm del suelo y a una distancia de 20 cm del centro de la plataforma (figura 1).

Se les instruirá a inclinarse hacia adelante y se dejarán caer en un paso lo más verticalmente posible, a fin de intentar normalizar la altura de aterrizaje (Oñate, Cortés, Welch & Van Lunen., 2010).

Se indicará a los participantes la importancia de contactar con ambos pies sobre la plataforma de fuerza y realizar inmediatamente entonces un salto vertical máximo, finalizando nuevamente el aterrizaje sobre la misma plataforma y de manera bipodal. No se utilizará

instrucciones de ajuste en relación con el movimiento de los brazos, sólo se le indicará a los participantes que realicen el salto de forma natural.

2.2.2. Salto vertical en caída unilateral (single-leg landing)

Al igual que con la tarea anterior, los participantes; partirán desde la misma posición estática de apoyo sobre el cajón. A partir de ahí, se les instruirá para que adelanten la extremidad sobre la que realizar el apoyo monopodal mediante un paso hacia adelante, quedando en un apoyo monopodal sobre el cajón de la pierna contralateral a la que ha de realizar el contacto sobre la plataforma de fuerza (figura 2). Esto garantiza que la extremidad contralateral no haga ningún contacto con cualquier otra superficie sobre la plataforma de fuerza y el apoyo sea monopodal (Herrington & Munro, 2010).

Además, se le informará a los participantes sobre la importancia de contactar con un solo pie sobre la plataforma de fuerza y realizar inmediatamente entonces un salto vertical máximo, finalizando nuevamente el aterrizaje sobre la misma plataforma y de manera monopodal. No se utilizarán instrucciones de ajuste en relación con el movimiento de los brazos, sólo se le indicará a los participantes que realicen el salto de forma natural.

2.2.3. Salto vertical en caída unilateral cruzada (single-leg cross drop)

Al igual que en las tareas de caída anteriores, los participantes partirán desde la misma posición estática de apoyo sobre el cajón. Esta acción de caída será realizada mediante el balanceo de una pierna y su posterior desplazamiento y caída hacia delante en el centro de la plataforma de fuerzas. Mientras se está en el aire, el participante cruzará la pierna que finalmente aterrizará en el suelo por delante de la pierna no evaluada (figura 3). La posición de caída se mantendrá 2 s.

2.3. Análisis 3D

Se obtendrán las coordenadas tridimensionales de las ejecuciones estáticas y dinámicas y serán exportadas en formato C3D para su posterior análisis mediante el software Vicon Nexus 2.3 (Oxford Metrics Group, Oxford, Reino Unido). Se procesará cada ensayo y las deficiencias identificadas como errores en el seguimiento del marcador con huecos superiores a 10 fotogramas se controlarán manualmente.

El modelo incluirá los segmentos del muslo, pierna y pie. Todos los segmentos de las extremidades inferiores se crearán en forma cónica, basado en los parámetros estimados a partir del modelo obtenido en el ensayo estático. Los centros de la articulación de la cadera se

estimaran utilizando porcentajes fijos de la amplitud ASIS (EIAS) a lo largo de los ejes X, Y y Z. Para los ensayos dinámicos, se utilizarán los restantes marcadores de las extremidades inferiores y los datos de los ensayos estáticos para estimar los centros articulares de rodilla y tobillo.

A partir de estos segmentos, se cuantificarán todas las variables empleando un sistema de coordenadas articular estándar. Basándonos en el trabajo previo de Yu et al. (1999), las coordenadas de marcadores en 3D se filtrarán utilizando un cuarto orden, zero-lag, mediante un filtro de paso bajo Butterworth con una frecuencia de corte de 12 Hz. Los ángulos de abducción de rodilla de ambas extremidades inferiores y el ratio R/T serán obtenidos cuando se observen los máximos valores de flexión de rodilla en el plano sagital. Con el propósito de conseguir los datos de la variable DMR, las mediciones serán obtenidas de dos momentos distintos, primero durante el contacto inicial del participante con el suelo y posteriormente cuando se observe el máximo desplazamiento medial de la rodilla en el plano frontal.

2.4. Análisis 2D

Se colocarán dos cámaras de vídeo digitales HD (DMC-FZ 200 Lumix) grabando a 200Hz cada una y dos dispositivos Smartphone (BQ Aquaris M5 y Apple iPhone 5S) a una grabación de 30Hz y a 1080 p, de forma paralela, y alineados perpendicularmente entre sí para capturar el movimiento del participante, tanto en el plano sagital como frontal. Ambos dispositivos se colocarán a una distancia de 4 metros y a una altura de 1 metro, permitiendo de esta forma que el participante se encuentre visible durante todo el movimiento, y siendo esta distancia lo suficientemente lejos para reducir el error de perspectiva.

Todos los videos serán posteriormente volcados y analizados mediante software gratuito Kinovea 0.8.15. En el plano frontal, se utilizará la herramienta de medición de ángulos (APFVR) y distancias (DMR y ratio R/T) del software, mientras que para el plano sagital únicamente la herramienta de ángulos (APSFC y APSFR).

2.4.1. Ángulo de proyección frontal del valgo de rodilla (APFVR)

Para medir la APFVR, el evaluador creará primero un segmento femoral mediante la colocación de una línea recta que dividía el muslo en dos mitades. Dicha recta termina, de manera estimada, en la bisección de los epicóndilos femorales. La estimación de los epicóndilo se hará a partir de puntos de referencia visuales disponibles, tales como el contorno de sombreado de la rótula, el contorno de la musculatura de los cuádriceps, y el espesor del contorno de la pierna en la zona de la articulación de la rodilla. El segmento de la

pierna comenzará en la terminación del segmento de muslo y atravesará de forma perpendicular los bordes externo y medial de la pierna, terminando de forma estimada en la bisección de los maléolos tobillo. La posición de los maléolos del tobillo se tomará a partir de puntos de referencia visuales disponibles, tales como la posición de zapatos, contornos óseos o sombras de los huesos de la pierna, y el grosor del contorno de la pierna en el área de la articulación del tobillo.

Se medirá el ángulo formado por estos dos segmentos y se utilizará para el análisis. Una medición de 0° representa una posición neutral de la rodilla en el plano frontal; mientras que los valores negativos representan un ángulo de la rodilla en valgo, y los valores positivos representan un ángulo de la rodilla en varo.

2.4.2. Ratio de separación rodillas/tobillos (ratio R/T)

El ratio R/T será calculado siguiendo el procedimiento descrito por Mizner et al. (2012). Así, esta medida será determinada mediante el trazo de una línea horizontal entre la estimación visual de los centros de la rodilla y otra línea horizontal entre la estimación de los centros de los tobillos. La longitud de cada línea en píxeles será medida y el ratio entre la longitud de la línea de las rodillas y la longitud de la línea de los tobillos será finalmente registrada. Un valor de 1 representa un alineamiento de las rodillas directamente sobre los tobillos. Un valor menor de 1 ocurrirá cuando los centros de las rodillas se encuentran más medialmente alineados que los centros de los tobillos, lo cual representará un valor de valgo dinámico

2.4.3. Desplazamiento medial de la rodilla (DMR)

El DMR será calculado siguiendo el procedimiento previamente descrito por Myer et al. (2012). Así, esta variable será definida como la medida de desplazamiento entre las dos coordenadas de la rodilla en el plano frontal en el fotograma de contacto inicial y el fotograma de máxima posición medial de la rodilla.

2.4.4. Ángulos de proyección sagital de la flexión de cadera (APSFC) y rodilla (APSFR)

Para el análisis en el plano sagital de los ángulos APSFC y APSFR se elegirán los datos del fotograma antes en el que se producirá el máximo ángulo de flexión de la rodilla. Así, se evaluará el ángulo de flexión de la cadera en los dos marcos por la alineación de los 3 puntos, con el centro de rotación de las articulaciones de cadera y rodilla de dos de ellos y un último punto colocado en la zona media del tercio distal del tronco. Por su parte, el ángulo de flexión

de cadera se evaluará por la alineación de los 3 puntos con el centro de rotación de las articulaciones de rodilla, tobillo y cadera.

2.5. Análisis de datos

El análisis de los datos se llevará a cabo a través del software estadístico SPSS versión 20.0 y el programa Microsoft Excel 2011 para Windows. La distribución normal de los datos será comprobada a través de la prueba Kolomogorov-Smirnov. Se realizará un análisis descriptivo de cada una de las variables, que incluirá la media y su correspondiente desviación típica.

Un análisis de la varianza se llevará a cabo para determinar la existencia de diferencias estadísticamente significativas en las medidas cinemáticas obtenidas por los 3 dispositivos de imagen (sistema 3D, cámara de video y Smartphone) en cada una de las diferentes pruebas de salto. En el caso de identificar diferencias significativas, se aplicará la prueba post hoc Bonferroni para comparaciones pareadas. El nivel de significación se establecerá en $p < 0,05$.

2.5.1. Validez

La validez de criterio de las medidas APFVR, DMR, ratio R/T, APSFC y APSFR obtenidas a través de los 3 sistemas de video durante las diferentes acciones de salto será determinada a través de una ecuación de estimación, el error típico de la estimación (ET_{EST}) y un análisis de correlación (coeficiente de Pearson), empleando para ello la metodología descrita por Hopkins (2000). Así, la ecuación de estimación será calculada como la ecuación generada tras representar gráficamente y después establecer una línea recta de regresión de los valores de movimiento del sistema 3D (gold estándar) con cada uno de los dos sistemas de captura de imagen 2D (cámara de video y smartphone) para cada una de las pruebas de salto ($y = pendiente \times X + intersección$). El ET_{EST} será calculado como la media del error típico de la diferencia entre los valores obtenidos por cada instrumento de medida en cada una de las pruebas para cada uno de los participantes, y será expresado como desviación estándar. Para interpretar los valores de ET_{EST} , Hopkins (2000) sugiere calcular el ET_{EST} estandarizado (ET_{EST} / SD de la medida criterio ([sistema 3D]) y posteriormente aplicar la siguiente escala de valores: $<0,2$ trivial; $0,2-0,6$ pequeño; $0,6-1,2$ moderado; $1,2-2,0$ largo y $>2,0$ muy largo. La validez será también estudiada a través del coeficiente de correlación de Pearson (β) entre las medidas obtenidas por cada instrumento en cada una de las pruebas de valoración. El grado de correlación será determinado utilizando la siguiente escala de valores (Hopkins, 2000a): $< 0,80$ bajo, $0,80-0,90$ moderado y $> 0,90$ alto. El estudio de la posible existencia de heterocedasticidad de los datos en cada una de las medidas de rango de movimiento se llevará

a cabo mediante el análisis gráfico y de correlación del grado de dispersión de los valores residuales y predictivos (Hopkins, 2000). El análisis de la magnitud del sesgo error (“systematic bias”) entre los valores predictivos (cámara de video y Smartphone) con respecto a los valores criterio (sistema 3D) para cada una de las pruebas de valoración se llevó a cabo a través del cálculo de su diferencia y desviación típica de la diferencia así como su posterior representación gráfica siguiendo la estructura propuesta por Bland & Altman (1986). Para la interpretación de la magnitud del sesgo error de cada una de las pruebas se llevará a cabo su transformación en valores estandarizados (sesgo error estandarizado = sesgo error en valores absolutos / desviación estándar de la media de los valores totales registrados por el examinador experto) y su posterior traducción cualitativa siguiendo la escala propuesta por Hopkins (2000): <0,2 trivial; 0,2-0,6 pequeño; >0,6-1,2 moderado; >1,2-2,0 grande; >2,0 muy grande.

Finalmente, los valores obtenidos por cada uno de los 3 sistemas de video en cada una de las pruebas y para cada uno de los participantes serán dicotomizados para indicar un valor positivo o negativo de acuerdo a los valores de corte de normalidad o alterado APSFR y APSFC (<170° = alterado) y APFVR (>0° = alterado). Tras reducir los resultados a variables nominales (positivo = alterado; negativo = normal), el índice de correlación de kappa será calculado para determinar el grado de acuerdo entre los sistemas 3D y 2D (cámara de video y Smartphone) para clasificar a los participantes como personas con un alterado o normal rango de movimiento de la rodilla. Los resultados obtenidos en la correlación de kappa serán interpretados de acuerdo a la siguiente escala: <0,20 pobre; 0,21-0,40 débil; 0,41-0,60 moderada; 0,61-0,80 buena y 0,81-1,00 muy buena (Landis y Koch, 1977).

2.5.2. Fiabilidad inter-sesión

La fiabilidad relativa de cada una de las medidas APFVR, DMR, ratio R/T, APSFC y APSFR obtenidas a través de los 3 sistemas de video durante la ejecución de las diferentes pruebas de salto se determinará a través del ICC modelo 3k (ICC_{2,k}). La elección del modelo 3k se justifica en el hecho de que permite determinar si una medida puede ser utilizada con seguridad y fiabilidad entre clínicos con características similares a los seleccionados en el presente estudio (Weir, 2005). La interpretación cualitativa de los valores del estadístico ICC_{3k} se basará en la propuesta establecida por Hopkins (2000b), quien considera valores bajos los <0,80; moderados los que oscilan entre 0,80-0,90 y altos los mayores de 0,90.

La fiabilidad absoluta de las medidas APFVR, DMR, ratio R/T, APSFC y APSFR se determinará a través de los estadísticos cambio en la medida (CM), estándar error de la

medida (SEM) y mínimo cambio detectable con un intervalo de confianza del 95% (MDC₉₅) (Atkinson & Nevill, 1998; Weir, 2005).

El CM de las diferentes medidas de APFVR, DMR, ratio R/T, APSFC y APSFR obtenidas por los tres sistemas de video entre sesiones de evaluación será determinado empleando la metodología y hoja de cálculo desarrollada por Hopkins (2007) a través del estadístico t para varianzas iguales. Para la realización de inferencia sobre el valor real del efecto, la incertidumbre del efecto se expresará a través de su intervalo de confianza al 90% y como probabilidad de que el verdadero valor del efecto represente un cambio sustancial (negativo o positivo). La probabilidad de que el CM sea positivo o negativo se interpretará de acuerdo a la siguiente escala: <0,5%, seguramente trivial; 1-5%, muy probablemente trivial; 6-25%, probablemente trivial; 26-75%, posiblemente positivo o negativo; 76-95%, probablemente positivo o negativo; 95-99%, muy probablemente positivo o negativo; > 99% seguramente positivo o negativo (Hopkins, Marshall, Batterham y Hanin, 2009).

El estadístico SEM se calculará empleando los valores “crudos” de las medidas APFVR, DMR, ratio R/T, APSFC y APSFR obtenidas a través de los 3 sistemas de video durante la ejecución de las diferentes pruebas de salto a través de la siguiente fórmula: \sqrt{MSE} , donde MSE es la media cuadrática del error derivada de análisis de la varianza con medidas repetidas (Weir, 2005). El MDC₉₅ fue calculado como $SEM \times \sqrt{2} \times 1.96$ (Weir, 2005). Tanto el SEM como el MDC₉₅ serán expresados tanto en valores absolutos como porcentuales con respecto a la media de la medida de la primera sesión de valoración (%SEM y %MDC₉₅).

3. REFERENCIAS

1. Agel, J., Arendt, E., & Bershadsky, B. (2005). Anterior cruciate ligament injury in National Collegiate Athletic Association basketball and soccer a 13-year review. *American Journal of Sports Medicine*, 33(4), 524-531.
2. Atkinson, G., & Nevill, A. (1998). Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports medicine*, 26(4), 217-238.
3. Bham, S. (2006). Labral tears, extra-articular injuries, and hip arthroscopy in the athlete. *Clinics in Sports Medicine*, 25(2), 279-292.
4. Bland, J., & Altman, D. (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *The lancet*, 327(8476), 307-310.
5. Boling, M., Padua, D., Marshall, S., Guskiewicz, K., Pyne, S., & Beutler, A. (2009). A prospective investigation of biomechanical risk factors for patellofemoral pain syndrome

the joint undertaking to monitor and prevent ACL injury (JUMP-ACL) cohort. *American Journal of Sports Medicine*, 37(11), 2108-2116.

6. Chung, P., & Ng, G. (2012). Comparison between an accelerometer and a threedimensional motion analysis system for the detection of movement. *Physiotherapy*, 98(3), 256-259.
7. Dai, B., Mao, D., Garrett, W., & Yu, B. (2014). Anterior cruciate ligament injuries in soccer: Loading mechanisms, risk factors, and prevention programs. *Journal of Sport and Health Science*, 3(4), 299-306.
8. Dierks, T., Manal, K., Hamill, J., & Davis, I. (2008). Proximal and distal influences on hip and knee kinematics in runners with patellofemoral pain during a prolonged run. *journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 38(8), 448-456.
9. Gwynne, C., & Curran, S. (2014). Quantifying frontal plane knee motion during single limb squats: reliability and validity of 2-dimensional measures. *International journal of sports physical therapy*, 9(7), 898.
10. Herrington, L. (2014). Knee valgus angle during single leg squat and landing in patellofemoral pain patients and controls. *Knee*, 21(2), 514-517.
11. Hewett, T., Myer, G., Ford, K., Heidt, R., Colosimo, A., McLean, S., ... & Succop, P. (2005). Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes a prospective study. *American Journal of Sports Medicine*, 33(4), 492-501.
12. Hewett, T., Paterno, M., & Myer, G. (2002). Strategies for enhancing proprioception and neuromuscular control of the knee. *Clinical Orthopaedics and related research*, 402, 76-94.
13. Hootman, J., Dick, R., & Agel, J. (2007). Epidemiology of collegiate injuries for 15 sports: summary and recommendations for injury prevention initiatives. *Journal of athletic training*, 42(2), 311.
14. Hopkins, W. (2000). Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports medicine*, 30(1), 1-15.
15. Hopkins, W. (2004) How to interpret changes in an athletic performance test. Sportsmedicine. <http://www.sportsci.org/jour/04/wghtests.htm>. Accessed June 6, 2011.
16. Hopkins, W., Marshall, S., Batterham, A., & Hanin, J. (2009). Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Medicine+ Science in Sports+ Exercise*, 41(1), 3.

17. Ireland, M. (1999). Anterior cruciate ligament injury in female athletes: epidemiology. *Journal of Athletic Training*, 34(2), 150.
18. Janssen, K., Orchard, J., Driscoll, T., & Van Mechelen, W. (2012). High incidence and costs for anterior cruciate ligament reconstructions performed in Australia from 2003–2004 to 2007–2008: time for an anterior cruciate ligament register by Scandinavian model?. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 22(4), 495-501.
19. Jordan, S., DeFrate, L., Nha, K., Papannagari, R., Gill, T., & Li, G. (2007). The in vivo kinematics of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament during weightbearing knee flexion. *American Journal of Sports Medicine*, 35(4), 547-554.
20. Landis, J., & Koch, G. (1977). The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics*, 159-174.
21. Markolf, K., Burchfield, D., Shapiro, M., Shepard, M., Finerman, G., & Slauterbeck, J. (1995). Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *Journal of Orthopaedic Research*, 13(6), 930-935.
22. McLean, S., Walker, K., & van den Bogert, A. (2005). Effect of gender on lower extremity kinematics during rapid direction changes: an integrated analysis of three sports movements. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 8(4), 411-422.
23. McLean, S., Walker, K., Ford, K., Myer, G., Hewett, T., & van den Bogert, A. (2005). Evaluation of a two dimensional analysis method as a screening and evaluation tool for anterior cruciate ligament injury. *British Journal of Sports Medicine*, 39(6), 355-362.
24. Mizner, R., Chmielewski, T., Toepke, J., & Tofte, K. (2012). Comparison of Two-dimensional Measurement Techniques for Predicting Knee Angle and Moment during a Drop Vertical Jump. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 22(3), 221.
25. Munro, A., Herrington, L., & Carolan, M. (2012). Reliability of two-dimensional video assessment of frontal plane dynamic knee valgus during common athletic screening tasks. *Journal of sport rehabilitation*, 21(1), 7-11.
26. Myer, G. D., Ford, K. R., Di Stasi, S. L., Foss, K. D. B., Micheli, L. J., & Hewett, T. E. (2015). High knee abduction moments are common risk factors for patellofemoral pain (PFP) and anterior cruciate ligament (ACL) injury in girls: is PFP itself a predictor for subsequent ACL injury?. *British Journal of Sports Medicine*, 49(2), 118-122.
27. Myer, G., Ford, K., Brent, J., & Hewett, T. (2012). An integrated approach to change the outcome part II: targeted neuromuscular training techniques to reduce identified ACL injury risk factors. *Journal of strength and conditioning research/National Strength & Conditioning Association*, 26(8), 2272.

28. Myer, G., Ford, K., Di Stasi, S., Foss, K., Micheli, L., & Hewett, T. (2015). High knee abduction moments are common risk factors for patellofemoral pain (PFP) and anterior cruciate ligament (ACL) injury in girls: is PFP itself a predictor for subsequent ACL injury?. *British journal of sports medicine*, 49(2), 118-122.
29. Norris, B., & Olson, S. (2011). Concurrent validity and reliability of two-dimensional video analysis of hip and knee joint motion during mechanical lifting. *Physiotherapy Theory and Practice*, 27(7), 521-530.
30. Oñate, J., Cortes, N., Welch, C., & Van Lunen, B. (2010). Expert versus novice interrater reliability and criterion validity of the landing error scoring system. *Journal of sport rehabilitation*, 19(1), 41.
31. Pollard, C. D., Sigward, S. M., & Powers, C. M. (2010). Limited hip and knee flexion during landing is associated with increased frontal plane knee motion and moments. *Clinical Biomechanics*, 25(2), 142-146.
32. Powers, C. (2010). The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 40(2), 42-51.
33. Shultz, S., Schmitz, R., Benjaminse, A., Collins, M., Ford, K., & Kulas, A. (2015). ACL Research Retreat VII: An Update on Anterior Cruciate Ligament Injury Risk Factor Identification, Screening, and Prevention. *Journal of Athletic Training*, 50(10), 1076.
34. Starkey, C. (2000). Injuries and illnesses in the National Basketball Association: a 10-year perspective. *Journal of Athletic Training*, 35(2), 161.
35. Taylor, K., Sheppard, J., Lee, H., & Plummer, N. (2009). Negative effect of static stretching restored when combined with a sport specific warm-up component. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 12(6), 657-661.
36. Vanmeerhaeghe, A., & Rodriguez, D. (2013). Análisis de los factores de riesgo neuromusculares de las lesiones deportivas. *Apunts. Medicina de l'Esport*, 48(179), 109-120.
37. Weir, J. (2005). Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 19(1), 231-240.
38. Wikstrom, E., Tillman, M., Kline, K., & Borsa, P. (2006). Gender and limb differences in dynamic postural stability during landing. *Clinical journal of sport medicine*, 16(4), 311-315.

39. Willson, J., & Davis, I. (2008). Utility of the frontal plane projection angle in females with patellofemoral pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 38(10), 606-615.
40. Willson, J., Ireland, M., & Davis, I. (2006). Core strength and lower extremity alignment during single leg squats. *Medicine and science in sports and exercise*, 38(5), 945.
41. Yu, B., Gabriel, D., Noble, L., & An, K. (1999). Estimate of the optimum cutoff frequency for the Butterworth low-pass digital filter. *Journal of Applied Biomechanics*, 15, 318-329.



FIGURAS

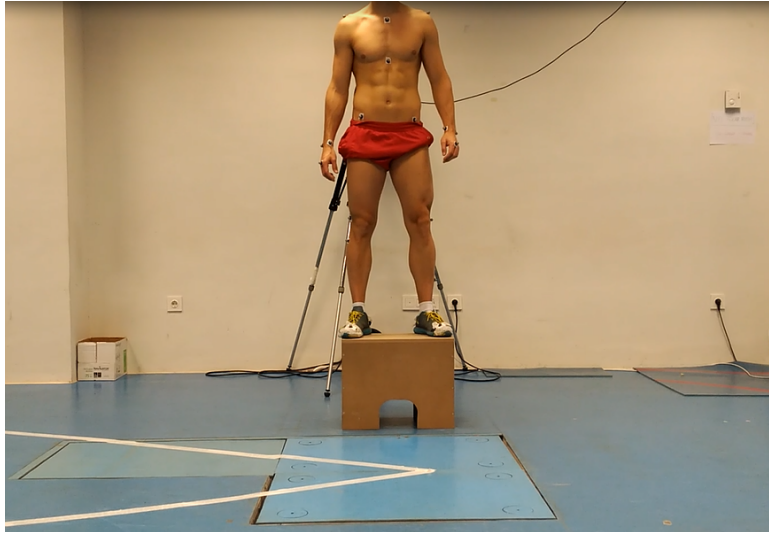


Figura 1: Posición estática sobre el cajón antropométrico previa al salto drop jump.





Figura 2 Salto vertical en caída unilateral (single-leg landing)

UNIVERSITAS
Miguel
Hernández

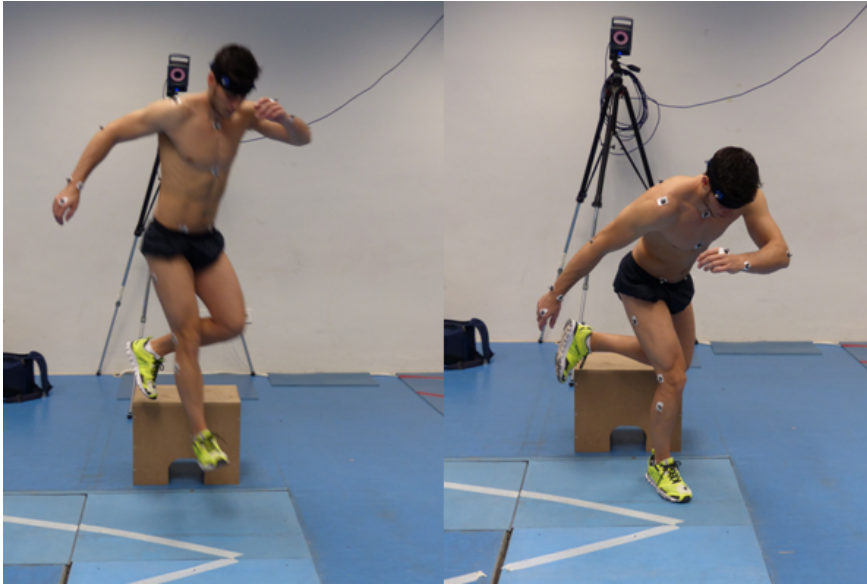


Figura 3: Salto vertical en caída unilateral cruzada (single-leg cross drop)

