



FACULTAD DE CIENCIAS SOCIOSANITARIAS

Departamento de Psicología de la Salud

**Estudio de la validez de criterio entre diferentes sistemas de
análisis cinemático a través de la fotogrametría**

Antonio Montalvo Espinosa

Director:

Dr. D. Francisco Ayala Rodríguez

Noviembre, 2015

Resumen

El objetivo principal de este proyecto de investigación será analizar la validez de criterio de las medidas de flexión (APSFR) y valgo (APFVR) de rodilla obtenidas con dos sistemas de captura de imagen 2D (cámara de video y Smartphone) durante la fase de aterrizaje tras diferentes acciones de salto. Un total de 60 participantes adultos jóvenes (30 hombres y 30 mujeres) físicamente activos formarán parte del estudio. Todos los participantes mantendrán su régimen habitual de práctica deportiva durante la fase experimental, evitando actividades físicas de intensidad vigorosa 48 horas previas a la sesión de valoración. Cada participante será evaluado de manera individual y en una única sesión de manera concurrente por los diferentes dispositivos. Todos los participantes serán evaluados del APSFR y APFVR en apoyo bipodal y monopodal, tanto de la pierna dominante como no dominante, empleando las siguientes pruebas exploratorias: drop jump y single landing leg. Se realizará un análisis de varianza para determinar la existencia de diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$) en las medidas de APSFR y APFVR obtenidas por los tres dispositivos y la validez de criterio inter-dispositivos será determinada a través de una ecuación de estimación, el error típico de la estimación (ETEST) y un análisis de correlación (coeficiente de Pearson), empleando la metodología descrita por Hopkins (2000).

Palabras clave: fotogrametría, VICON, caídas, validez de criterio, Smartphone, cámara HD.

Abstract

The main purpose of this study will be to examine the criterion validity of the bending (APSFR) and valgus knee (APFVR) measures obtained with two sets of 2D image capture (video camera and Smartphone) during the landing phase after different jumps. A total of 60 young adult physically active participants (30 men and 30 women) will take part in the study. All participants will maintain their sport routine during the pilot phase, avoiding any vigorous intensity physical activities 48 hours before the assessment session. Each participant will be evaluated individually and in a single session concurrently by the different devices. APSFR and APFVR bipodal and one leg, dominant and non-dominant, will be evaluated by the following tests: drop jump and single-leg landing. An analysis of variance will be performed to determine the existence of significant differences statistically ($p < 0.05$) in APSFR and APFVR measures obtained by the three devices and criterion validity will be determined inter-device by an estimation equation, the standard error of the estimate (E_{TEST}) and correlation analysis (Pearson coefficient) using the methodology described by Hopkins (2000).

Keywords: photogrammetry, VICON, landing, criterion validity, Smartphone, HD camera.

INTRODUCCIÓN

A pesar del enorme esfuerzo científico y clínico que en los últimos años se ha llevado a cabo para desarrollar medidas eficaces destinadas a la reducción del número de lesiones del ligamento cruzado anterior de la rodilla (LCA) y mejora de los procesos de rehabilitación (Dai, Herman, Liu, Garrett & Yu, 2012; Myer, Ford, Brent & Hewett, 2012); los estudios epidemiológicos continúan informando de altas y crecientes tasas de prevalencia y recaída (Agel, Arendt & Bershadsky, 2005; Hootman, Dick & Agel, 2007; Janssen, Orchard, Driscoll & van Mechelen, 2012).

Esta circunstancia, unida a las ya conocidas comorbilidades (tanto a corto como a medio plazo) que las lesiones del LCA presentan sobre la calidad de vida de los deportistas, ha desembocado en un cambio de paradigma de investigación (Myer et al., 2012). En este sentido, en los últimos años se aprecia un cambio desde la investigación basada en el diseño de programas de prevención y rehabilitación y búsqueda de técnicas quirúrgicas menos invasivas hacia una investigación donde se vuelve al estudio de los patrones de movimiento o acciones que más sobrecargan el LCA. Este conocimiento será el punto de partida para desarrollar pruebas de valoración que posibiliten la identificación de deportistas que se encuentran en una situación más vulnerable para sufrir una lesión del LCA, lo que permitirá la posterior aplicación de medidas preventivas individualizadas (van Mechelen, Hlobil & Kemper, 1992).

En este sentido, estudios recientes sugieren que la elección inadecuada de estrategias de control dinámico de la rodilla para absorber las fuerzas de reacción de los apoyos y recepciones (cadena cinética cerrada) generadas durante movimientos deportivos rápidos (cambios de dirección, saltos) podría ser uno de los principales mecanismos de sobrecarga del LCA (Dai, Mao, Garrett & Yu, 2014; Fort-Vanmeerhaeghe & Romero-Rodriguez, 2013; Myer, Ford, Di Stasi, Foss, Micheli & Hewett, 2015). Así, se ha constatado que los

deportistas que tienden a priorizar la absorción de las fuerzas verticales generadas durante la fase de recepción tras un salto a través de una reducida flexión de rodilla (menos de 30°) en el plano sagital (ángulo de proyección sagital de la flexión de rodilla [APSFR]) tienden a sobrecargar más el LCA en comparación con aquellos que reaccionan con una mayor flexión (Dai, Mao, Garrett & Yu, 2014). Asimismo, los deportistas (mujeres principalmente) que intentan absorber la energía tensional propia de la recepción de un salto mediante la adopción de estrategias de control basadas en la realización de un movimiento de valgo dinámico de rodilla en el plano frontal (fenómeno de colapso del valgo de rodilla) (ángulo de proyección frontal del valgo de rodilla [APFVR]) podrían también presentar un mayor riesgo de lesión del LCA (Hewett, Paterno & Myer, 2002; McLean, Walker & van den Bogert, 2005; Myer et al., 2015; Wikstrom, Tillman, Kline & Borsa, 2006).

Por lo tanto, conocer si la estrategia de movimiento dinámico de la rodilla que el deportista normalmente utiliza durante la recepción tras acciones de salto supone la adopción de valores de flexión (APSFR) y valgo (APFVR) de rodilla inadecuados podría ser de gran ayuda para identificar si éste se encuentra en una situación más vulnerable para sufrir una lesión del LCA (Shultz, Schmitz, Benjaminse, Collins, Ford & Kulas, 2015).

El análisis biomecánico del movimiento de la rodilla (APSFR y APFVR) durante la recepción tras acciones de salto (saltos en caída [drop jump] principalmente) a través de imágenes de video en tres dimensiones (3D) ha sido considerado como la prueba diagnóstica de oro o “gold estándar” (Chung & Ng, 2012). Sin embargo, su uso 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.

El gran avance tecnológico experimentado en los últimos años en relación al desarrollo de dispositivos de captura de imagen en dos dimensiones (2D) (liderado por las cámaras de video y teléfonos móviles inteligentes [smartphones]), de menor coste económico y mayor portabilidad que los sistemas 3D, abre una nueva posibilidad de análisis de la cinemática del movimiento humano en el ámbito clínico y físico-deportivos. Además, la existencia de programas informáticos de edición de imagen cada vez más intuitivos, sencillos y de acceso libre podría conducir a un proceso de extracción de datos más eficiente. Por lo tanto, el empleo de cámaras de video y sobre todo de los universalmente utilizados smartphones podría generalizar la evaluación del movimiento de la rodilla (APSFR y APFVR) durante la recepción tras acciones de salto, permitiendo con ello una identificación rápida de deportistas que adoptan estrategias de control dinámico inadecuadas, posibilitando además la aplicación efectiva de medidas correctivas individualizadas (e.j.: entrenamiento neuromuscular) o el control del progreso en los programas de rehabilitación.

Sin embargo, antes de recomendar el uso de cámaras de video y/o smartphones junto con programas de edición de videos para la consecución de todos los objetivos anteriormente citados, la validez de sus medidas debe de ser contrastada (Hopkins, 2004; Hopkins, 2000).

En este sentido, en la literatura científica es posible encontrar ciertos estudios que han analizado la validez de criterio de la medida de APFVR obtenida a través de cámaras de video 2D y durante la recepción tras acciones de salto, informando de resultados contradictorios (Gwynne & Curran, 2014; McLean, Walker, Ford, Myer, Hewett & van den Bogert, 2005; Mizner, Chmielewski, Toepke & Tofte, 2012; Willson & Davis, 2008). Además, ninguno de estos estudios han analizado la validez de la medida APFVR empleando métodos estadísticos contemporáneos, como el cálculo de la ecuación de estimación y el error típico de la estimación (ET_{EST}), lo que permitirá: (a) evaluar un deportista y predecir su valor en la prueba gold estándar para conseguir un diagnóstico preciso en base a los criterios de referencia y

algoritmos existentes para dicha prueba; (b) comparar su grado de validez con otros dispositivos y procedimientos exploratorios; y (c) calcular el tamaño muestral para futuros estudios de validez y de corte transversal (Hopkins, 2000 y 2004). Finalmente, no se han encontrado (desde el conocimiento de los autores) estudios que analizan la validez de la medidas de APSFR y APFVR obtenidas a través de smartphones.

Por lo tanto, dada la gran relevancia que desde el punto de vista de la prevención de lesiones del LCA tiene la evaluación del grado de flexión y valgo de rodilla alcanzado en acciones de salto y el escaso y contradictorio cuerpo de conocimiento científico existente en lo relativo a la eficacia de las técnicas de análisis de video en 2D, los objetivos principales del presente Trabajo Final de Grado serán: analizar la validez de criterio de las medidas de flexión (APSFR) y valgo (APFVR) de rodilla obtenidas con dos sistemas de captura de imagen 2D (cámara de video y Smartphone) durante la fase de aterrizaje tras diferentes acciones de salto a través de medidas estadísticas contemporáneas.

MÉTODO

Participantes

Un total de 30 hombres y 30 mujeres adultos jóvenes físicamente activos (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 la sesión de valoración.

Los criterios de exclusión serán: (a) presentar alteraciones músculo-tendinosas y osteoarticulares en la extremidad inferior los últimos 6 meses previos al presente procedimiento exploratorio; (b) sufrir dolor muscular de aparición tardía (agujetas) en el momento de la valoración para evitar el efecto que el daño fibrilar presenta sobre la fuerza y flexibilidad muscular.

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.

Procedimiento

Previo a la ejecución de las diferentes pruebas de salto, todos los participantes realizaron 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 en la cabeza y de forma bilateral sobre la sien izquierda y derecha y en la parte posterior de la cabeza en el plano horizontal de los marcadores delanteros, también de forma simétrica y bilateralmente sobre la articulaciones acromio-clavicular, epicóndilo lateral de los codos, apófisis distales del antebrazo tanto medial como lateral, dorso de la mano justo debajo de la cabeza del segundo metacarpiano, espinas iliacas anterosuperiores, espinas iliacas posterosuperiores, epicóndilo lateral de las rodillas, maléolo lateral del tobillo, segunda cabeza de los metatarsos, calcáneo; y de forma unilateral sobre la apófisis espinosa de la séptima cervical, apófisis espinosa de la décima vertebra torácica, manubrio y apófisis xifoides del esternón, centro de la escápula derecha, y de forma bilateral y asimétrica en el tercio superior y lateral de muslo y pierna derecha y en el tercio inferior y distal del muslo y pierna izquierda. Además se colocaran dos marcadores adicionales adhesivos sobre la tuberosidad tibial y de forma simétrica, a fin de facilitar la medición del ángulo de proyección frontal del valgo de rodilla (APFVR), en el análisis cinemático 2D.

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 jump) y unilateral (single-leg landing) siguiendo el procedimiento de ejecución previamente descrito por Hewett et al. (2005) y Mizner et al. (2012).

Las pruebas se efectuarán sobre una plataforma de fuerza, 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 (Sony Handycam DCR-HC37) y el smartphone (Samsung Galaxy Note4), que fueron montadas sobre unos trípodes a 1 m de altura y a 4 m de distancia al centro de la plataforma de fuerza. Antes de la realización de la prueba, se les permitirá a los participante la realización de 2 ó 3 ensayos de familiarización. El análisis se llevará a cabo en ambas piernas tanto en apoyo bipodal como monopodal.

Análisis 3D

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 120 HZ.

Se utilizará el modelo modelado Clínica Cleveland para miembros inferiores (Motion Analysis Corp, Santa Rosa, EE.UU) para cada sujeto y por un único investigador.

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 1.4 (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. De esta forma se creará un modelo cinemático 3D para la extremidad inferior y para cada participante, a través del software de captura de movimiento Visual (Versión 5, C-motion Inc., Rockville, MD, EE.UU.).

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 utilizaran 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, el FPPA se cuantificará empleando un sistema de coordenadas articular estándar. Basándonos en el trabajo previo de Yu et al. (1999), las coordenadas de marcadores en 3-D se filtraran utilizando un cuarto orden, zero-lag, mediante un filtro de paso bajo Butterworth con una frecuencia de corte de 12 Hz.

Análisis 2D

De igual forma se colocaran dos cámaras de vídeo digitales HD (DMC-FZ 200 Lumix) grabando a 200Hz cada una y dos dispositivos Smartphone (Samsung Galaxy Note4) a una grabación de 30Hz, de forma paralela, y alineados perpendicularmente entre sí para capturar el movimiento del participante, tanto en el plano sagital como frontal. Ambos dispositivos se colocaran a una distancia de 4 metros y a una altura de 1 metro, permitiendo de esta forma que el participante se encontrase 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. En el plano frontal, se utilizará la herramienta de medición de distancias del software. De este modo se calculará la aducción de las rodillas en el aterrizaje. Como sistema de referencia se tomará la altura del cajón antropométrico, a partir de la cual, se establecieran las diferencias entre los marcadores colocados en la tuberosidad tibial. Se tomaran los datos de la posición de dichos marcadores justo antes del fotograma del primer contacto y la del fotograma de máxima flexión. Se establecerá la diferencia entre ambas para el calculo de

desviación medial de las rodillas. En el plano sagital se utilizará la herramienta para cálculos de ángulos del software gratuito. Como sistema de referencias anatómicas se tomará el punto del trocánter mayor del fémur, a nivel de la rodilla se situará el origen del ángulo, justo en la línea interarticular, y como punto para cerrar el sistema se tomará el maléolo externo del peroné. Se tomará en ángulo del fotograma justo antes del contacto y el del fotograma en máxima flexión. Se establecerá la diferencia entre ambos para determinar el rango de movimiento en flexión en el aterrizaje.

Salto vertical en caída bilateral (drop jump)

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 30 cm del suelo y a una distancia de 20 cm del centro de la plataforma.

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.

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. 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.

Ángulo de proyección sagital de la flexión de rodilla

Para el análisis en el plano sagital del APSFR se elegirán los datos de los fotogramas antes del contacto inicial y los datos del fotograma en el que se producirá el máximo ángulo de flexión de la rodilla para la pierna izquierda. La herramienta ángulo de KINOVEA se utilizará para evaluar el ángulo de flexión de la rodilla en los dos marcos por la alineación de los 3 puntos con el centro de rotación de las articulaciones de rodilla, tobillo y cadera. El desplazamiento de flexión de la rodilla se calculará como la diferencia en ángulos de flexión de la rodilla en el instante antes de contacto inicial y la máxima flexión de la rodilla (figura 1).

Ángulo de proyección frontal del valgo de rodilla

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 (figura 2). 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.

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 de APSFR y APFVR 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 $p < 0,05$.

La validez de criterio de las medidas de APSFR y APFVR 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 (ETEST) 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 rango de movimiento (APSFR y APFVR) 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 ($y = \text{pendiente} \times X + \text{intersección}$). El ETEST 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 ETEST, Hopkins (2000) sugiere calcular el ETEST estandarizado ($\text{ETEST} / \text{SD de la medida criterio (sistema 3D)}$) 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 ($<30^\circ$ = alterado) y APFVR ($>0^\circ$ = 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).

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Agel, J., Arendt, E. A., & 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, 524–530.
- Bland, J. M., & Altman, D. (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*, 327(8476), 307-310.
- Brophy, R.H., Wright, R.W., & Matava, M.J. (2009). Cost analysis of converting from single-bundle to double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *American Journal of Sports Medicine*, 37, 683-687.
- Chung, P.Y.M., & Ng, G.Y.F. (2012). Comparison between an accelerometer and a three-dimensional motion analysis system for the detection of movement. *Physiotherapy*, 98(3), 256-259.

- Dai, B., Herman, D., Liu, H., Garrett, W. E., & Yu, B. (2012). Prevention of ACL injury, part I: injury characteristics, risk factors, and loading mechanism. *Research in Sports Medicine, 20*(3-4), 180-197.
- Dai, B., Mao, D., Garrett, W. E., & 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.
- Deacon, A., Bennell, K., Kiss, Z. S., Crossley, K., & Brukner, P. (1997). Osteoarthritis of the knee in retired, elite Australian Rules footballers. *Medical journal of Australia, 166*(4), 187-190.
- Gwynne, C.R., & Curran, S.A. (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.
- Herrington, L., & Munro, A. (2010). Drop jump landing knee valgus angle; normative data in a physically active population. *Physical Therapy in Sport, 11*(2), 56-59
- Hewett, T.E., Myer, G.D., Ford, K.R., Heidt, R.S., Colosimo, A.J., McLean, S.G., & 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.
- Hewett, T.E., Paterno, M.V., & Myer, G D. (2002). Strategies for enhancing proprioception and neuromuscular control of the knee. *Clinical Orthopaedics and Related Research, 402*, 76-94.
- Hootman, J. M., 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.

- Hopkins, W.G. (2000). Measures of validity. Sportsmedicine. <http://www.sportsmedicine.com/index.html>. Accessed June 8, 2011.
- Hopkins, W.G. (2004) How to interpret changes in an athletic performance test. Sportsmedicine. <http://www.sportsmedicine.com/jour/04/wghtests.htm>. Accessed June 6, 2011.
- Janssen, K. W., Orchard, J. W., Driscoll, T. R., & 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.
- Jordan, S.S., DeFrate, L.E., Nha, K.W., Papannagari, R., Gill, T.J., & 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, 547-554.
- Kvist, J., Ek, A., Sporrstedt, K., & Good, L. (2005). Fear of re-injury: a hindrance for returning to sports after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy*, 13(5), 393-397.
- Landis J, Koch G: The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics* 1977; 33: 159-74.
- Mather, R.C., Koenig, L., Kocher, M.S., Dall, T.M., Gallo, P., Scott, D.J., & Spindler, K.P. (2013). Societal and economic impact of anterior cruciate ligament tears. *Journal of Bone & Joint Surgery*, 95(19), 1751-1759.
- McLean, S. G., Walker, K. B., & van den Bogert, A. J. (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.

- McLean, S.G., Walker, K., Ford, K.R., Myer, G.D., Hewett, T.E., & van den Bogert, A. J. (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.
- Mizner, R. L., Chmielewski, T. L., Toepke, J. J., & Tofte, K. B. (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.
- Myer, G.D., Ford, K.R., Brent, J.L., & Hewett, T.E. (2012). An integrated approach to change the outcome part I: neuromuscular screening methods to identify high ACL injury risk athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research/National Strength & Conditioning Association*, 26(8), 2265.
- 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.
- Onate, 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, 41–56.
- Quatman, C.E., & Hewett, T.E. (2009). The anterior cruciate ligament injury controversy: is “valgus collapse” a sex-specific mechanism?. *British Journal of Sports Medicine*, 43(5), 328-335.
- Salmon, L., Russell, V., Musgrove, T., Pinczewski, L., & Refshauge, K. (2005). Incidence and risk factors for graft rupture and contralateral rupture after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy*, 21, 948-57.

- Shelbourne, K. D., Gray, T., Haro, M. (2009). Incidence of subsequent injury to either knee within 5 years after anterior cruciate ligament reconstruction with patellar tendon autograft. *American Journal of Sports Medicine*, 37, 246-51.
- Shelbourne, K.D., Sullivan, A.N., Bohard, K., Gray, T., & Urch, S.E. (2009). Return to basketball and soccer after anterior cruciate ligament reconstruction in competitive school-aged athletes. *Sports Health*, 1, 236-41.
- Shultz, S. J., Schmitz, R. J., Benjaminse, A., Collins, M., Ford, K., & Kulas, A. S. (2015). ACL Research Retreat VII: An Update on Anterior Cruciate Ligament Injury Risk Factor Identification, Screening, and Prevention: March 19-21, 2015; Greensboro, NC. *Journal of Athletic Training*, 50(10), 1076-1093.
- Taylor, K. L., Sheppard, J. M., 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.
- van Mechelen, W., Hlobil, H., & Kemper, H. C. (1992). Incidence, severity, aetiology and prevention of sports injuries. *Sports Medicine*, 14(2), 82-99.
- Vanmeerhaeghe, A.F., & Rodriguez, D.R. (2013). Análisis de los factores de riesgo neuromusculares de las lesiones deportivas. *Apunts. Medicina de l'Esport*, 48(179), 109-120.
- Wikstrom, E. A., Tillman, M. D., Kline, K. J., & Borsa, P. A. (2006). Gender and limb differences in dynamic postural stability during landing. *Clin J Sport Med*, 16, 311-315.
- Willson, J.D., & Davis, I.S. (2008). Utility of the frontal plane projection angle in females with patellofemoral pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 38(10), 606-615.

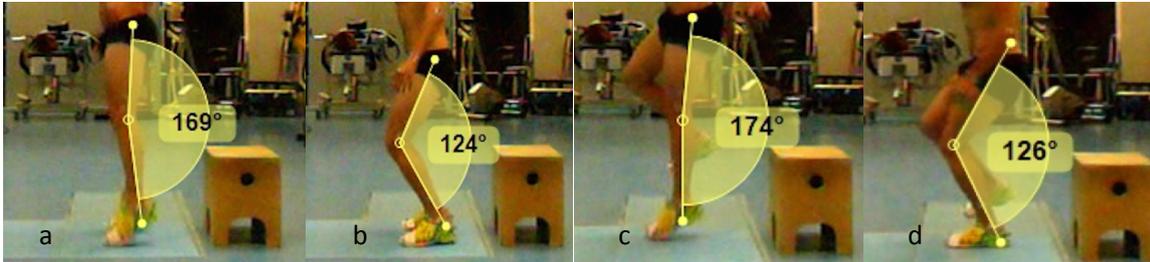
Yu, B., Gabriel, D., Noble, L., & An, K.N. (1999). Estimate of the optimum cutoff frequency for the Butterworth low-pass digital filter. *Journal of Applied Biomechanics*, 15, 318-329.



FIGURAS

Figura 1

Medición de los Ángulos de Proyección Sagital de la Flexión de Rodilla (APSFR).

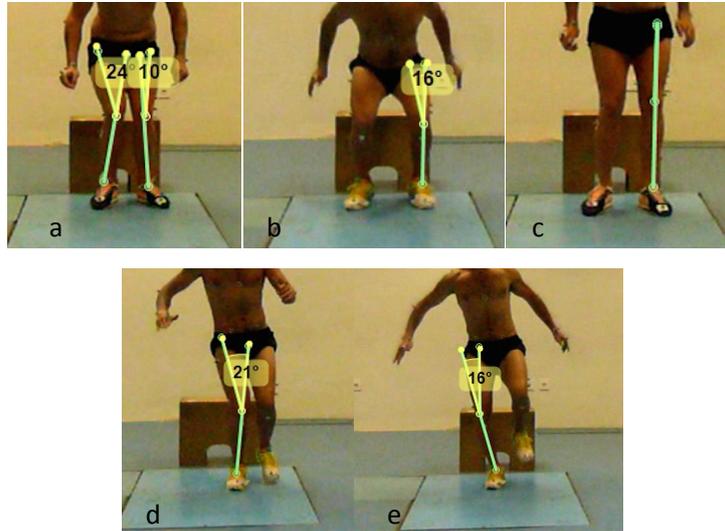


Nota. (a) Ángulo de primer contacto en apoyo bipodal, (b) ángulo de máxima flexión en apoyo bipodal, (c) ángulo de primer contacto en apoyo monopodal y (d) ángulo de máxima flexión en apoyo monopodal.



Figura 2

Medición de los Ángulos de Proyección Frontal de Valgo de Rodilla (APFVR).



Nota. (a) Ángulo en valgo bipodal, (b) ángulo en varo bipodal, (c) posición neutral bipodal, (d) ángulo en valgo monopodal y (e) ángulo en varo monopodal.

