

ANÁLISIS CINEMÁTICO DEL ÁNGULO DE PROYECCIÓN FRONTAL DE RODILLA EN 2D: ENFOQUE METODOLÓGICO

2D KINEMATIC ANALYSIS OF KNEE FRONTAL PLANE KNEE VALGUS ANGLE: A METHODOLOGICAL APPROACH

Recibido el 17 de septiembre de 2022 / Aceptado el 9 de diciembre de 2022 / DOI: 10.24310/riccafd.2022.v11i3.15370
Correspondencia: Diego Fernando Afanador-Restrepo. afanador807@gmail.com

Gómez-Rodas, A.^{1ABC}; **Afanador-Restrepo, D.F.**^{2BC}; **Baena-Marín, M.**^{3ABC}

¹ Fundación Universitaria del Área Andina – Pereira y Universidad Tecnológica de Pereira, Colombia, agomez105@areandina.edu.copaís

² Fundación Universitaria del Área Andina – Pereira e Institución Universitaria Antonio José Camacho, Colombia, afanador807@gmail.com

³ Fundación Universitaria del Área Andina – Pereira y Universidad Tecnológica de Pereira, Colombia, mbaena5@areandina.edu.co

Responsabilidades

^ADiseño de la investigación, ^BRecolector de datos, ^CRedactor del trabajo, ^DTratamiento estadístico, ^EApoyo económico, ^FIdea original y coordinador de toda la investigación.

■ RESUMEN

La evaluación cinemática del comportamiento del miembro inferior en tres dimensiones (3D) requiere el uso de alta tecnología, formación especializada y laboratorios que no se ajustan a las demandas del ámbito clínico y deportivo. La valoración del APFR (ángulo de proyección frontal de rodilla) en dos dimensiones (2D) ha mostrado consistentemente su validez, objetividad y confiabilidad al ser comparada con la metodología de análisis en 3D para la detección del valgo dinámico asociado al incremento de torques externos que provocan aducción y rotación interna de cadera durante la ejecución de tareas funcionales que exigen control muscular excéntrico. El valgo dinámico ha mostrado ser un predictor de lesión del ligamento cruzado anterior y de síndrome de dolor patelofemoral, especialmente en mujeres. La detección oportuna y el seguimiento del comportamiento cinemático con instrumentos de bajo costo, poca complejidad y un nivel de experticia básico utilizando análisis en 2D, se perfila como estrategia de valoración importante en el entrenamiento deportivo y el abordaje clínico para la prevención y rehabilitación de lesiones de rodilla asociados a estos desórdenes del



movimiento. Por tanto, esta revisión narrativa pretende proveer de conocimientos esenciales para la correcta valoración, interpretación y análisis del APFR en Fisioterapeutas y Profesionales del Deporte.

■ PALABRAS CLAVE

valgo dinámico, rodilla, ligamento cruzado anterior, dolor patelofemoral.

■ ABSTRACT

Kinematic assessment of lower limb motion in three dimensions (3D) requires the use of advanced technology, specialized training and laboratories that do not meet the requirements of the clinical and sporting environment. Two-dimensional (2D) frontal plane knee valgus angle (FPPA) assessment has demonstrated consistently its validity, accuracy and reliability in comparison with 3D analysis methodology for the detection of dynamic valgus associated with increased external hip adduction and internal rotation torques during the execution of functional movements that require eccentric muscle control. Dynamic valgus has shown to be a predictor of anterior cruciate ligament injury and patellofemoral pain syndrome especially in women. Early detection and monitoring of kinematic behavior with low cost, low complexity and basic level of expertise instruments using 2D analysis is emerging as an important assessment strategy in sports training and clinical treatments for the prevention and rehabilitation of knee injuries associated with these movement disorders. Therefore, this narrative review aims to provide essential knowledge for the correct assessment, interpretation, and analysis of FPPA in Physiotherapists and Sports Professionals.

■ KEY WORDS

dynamic valgus, anterior cruciate ligament injuries, patellofemoral pain syndrome, anterior knee pain.

■ INTRODUCCIÓN

En la actualidad, el análisis cinemático del movimiento corporal humano es una herramienta ampliamente utilizada para la identificación de características y variaciones del comportamiento motor, tanto en el ámbito de la salud como en el ambiente deportivo (1). Estos análisis se realizan con el objetivo de detectar cambios en patrones de movimiento que se asocian a lesión o a disminución del rendimiento físico-deportivo



e implementar estrategias de intervención para mejorar estos patrones alterados de movimiento (2).

Los análisis cinemáticos se llevan a cabo en campo o laboratorio, generalmente mediante la captura de movimiento en las tres dimensiones del espacio (3D) y así identificar la trayectoria de segmentos corporales en los tres planos de movimiento: Frontal, sagital y horizontal (1). Las capturas se realizan con instrumentos altamente sofisticados que incluyen la integración de cámaras infrarrojas de alta velocidad con software de integración que modelan la trayectoria de marcadores reflectivos adheridos en protocolos específicos al cuerpo en movimiento (3). Estos instrumentos son costosos, requieren amplia experiencia de los profesionales que los controlan y alto consumo de tiempo para llevar a cabo los análisis cinemáticos, sin embargo, se consideran el estándar de oro para la identificación no invasiva de las características y variaciones del movimiento corporal humano (1).

La validación de los instrumentos de captura de movimiento en 3D han mostrado una gran precisión y un error estándar de medición pequeño, siendo muy valiosos en la identificación de factores de riesgo asociados al movimiento y pueden predecir la probabilidad de lesión en miembro inferior en mujeres físicamente activas y deportistas, específicamente el dolor anterior de rodilla y la ruptura del ligamento cruzado anterior (3). Sin embargo, dadas las limitaciones en costos de instrumentación, experticia de los evaluadores y consumo de tiempo en el análisis, recientemente se ha implementado la valoración del APFR en dos dimensiones (2D) con estos mismos objetivos, dados los bajos costos de instrumentación, facilidad de ejecución y análisis de las videografías en 2D (4).

El APFR cuantifica el movimiento en valgo o varo de la rodilla durante la ejecución de tareas funcionales que provocan una carga excéntrica adicional en la musculatura del miembro inferior evidenciando deficiencias en la capacidad de estabilización dinámica del miembro inferior (5). Los valores máximos del APFR explican un 58% a 64% de la varianza entre sujetos en el pico promedio de abducción de la rodilla en 3D durante la realización de tareas dinámicas como los saltos y el desplazamiento lateral y correlaciona significativamente con la rotación externa de rodilla en plano transversal y la aducción de la coxofemoral en plano frontal, los cuales son los mayores componentes del movimiento asociado al valgo dinámico (3).

En este orden de ideas, la identificación de las alteraciones del movimiento en plano transversal y frontal de la rodilla y la coxofemoral respectivamente, puede ser asumida por la valoración costo-efectiva del APFR tanto en sujetos con patología como en sujetos sanos que



exhiben un patrón de movimiento premonitorio de lesión tanto del ligamento cruzado anterior como de síndrome de dolor patelofemoral (6), proporcionando un método de fácil utilización, baja complejidad y rapidez en la obtención de resultados que permite su uso en el ambiente clínico y en el ámbito deportivo para la identificación de este tipo de desórdenes del movimiento (6). Sin embargo, las consideraciones en cuanto a la validez de su utilización, los aspectos metodológicos para su elaboración y los factores patomecánicos proximales y distales asociados a la alteración de este ángulo no se encuentran condensados de manera clara y concisa para su uso por profesionales de la salud y el deporte.

Por estas razones, este documento pretende realizar una revisión de la validez, confiabilidad y objetividad de esta valoración, además de presentar los aspectos metodológicos más relevantes para su desarrollo con énfasis en los detalles operativos para la obtención e interpretación de la medición y, finalmente, proveer una base teórica para la explicación de los fenómenos mecánicos tanto distales como proximales asociados a la alteración de la presentación en valgo del APFR.

■ VALIDEZ, CONFIABILIDAD Y OBJETIVIDAD

A pesar de que los sistemas de captura de movimiento en 3D son considerados el estándar de oro y han demostrado ser válidos y confiables para la medición del ángulo de proyección frontal de rodilla, su utilización presenta diferentes limitaciones, entre ellas, el alto costo de los dispositivos de captura de movimiento cuya utilización demanda altas cantidades de tiempo para su interpretación y análisis, así como una alta cualificación de los evaluadores y el concurso de varios profesionales mientras se realizan las mediciones (1).

En este contexto, surge la necesidad de validar opciones menos costosas, que requieran de menor cualificación para ejecutar las evaluaciones y que puedan desarrollarse rápidamente con el fin de dar respuesta a los altos volúmenes de datos y facilitar el desplazamiento de dispositivos e instrumentación tanto de ambientes clínicos como de campo donde se encuentran los sujetos objeto de este tipo de análisis (7).

Desde hace algún tiempo, viendo las necesidades mencionadas anteriormente, diversos investigadores han hecho intentos por certificar la metodología de análisis de video en 2D y correlacionarla con los datos obtenidos con sistemas de captura de movimiento en 3D (1, 5, 8, 9). Para tal fin, se han determinado tres criterios de calidad en los test: validez, confiabilidad y objetividad.

La validez indica que el instrumento valora realmente lo que se quiere



evaluar, es decir, que el test revela realmente aquellas características que ha de medir (10). La confiabilidad hace referencia a la precisión con la que se obtienen los resultados, esta variable indica la consistencia o estabilidad de las medidas cuando el proceso de medición se repite (11). Finalmente, la objetividad expresa que en los resultados no hay apreciaciones personales, de esta forma, si se aplica el mismo test a un grupo por diferentes examinadores los resultados deberían ser muy cercanos en sus valores (12). Estos criterios son reportados a partir de estadísticos como el índice de correlación intraclase (ICC) y los resultados se presentan de 0 a 1, siendo los valores más próximos a 1 los de mayor relevancia y los que indican un mejor acuerdo entre las mediciones.

En este orden de ideas, McLean et al. (3) concluyeron que el análisis del APFR en 2D era un método potencial para la valoración del valgo excesivo (0.64) y, propusieron que a través de este método se podría valorar el riesgo de lesiones por no contacto de ligamento cruzado anterior a partir de los movimientos excesivos a nivel de la articulación de la rodilla, siendo esta metodología una excelente opción de valoración a un menor costo, con menos requerimiento de tiempo y personal para su desarrollo.

Posteriormente, Mizner et al. (13), encontraron fuertes correlaciones entre el análisis de video en 2D y la captura de movimiento en 3D. En su estudio reportaron una alta validez (0.918) al comparar los dos métodos como también una excelente validez (0.939) al comparar la relación de separación entre la rodilla y tobillo. Adicionalmente, revelaron una excelente confiabilidad entre sesiones (0.95) y una alta objetividad entre evaluadores (0.89) para el análisis de video en 2D. Respecto a la relación de separación entre rodilla y tobillo, reportaron una confiabilidad entre sesiones de 0.97 y una objetividad entre evaluadores de 0.92. Al mismo tiempo, Munro et al. (5), reportaron valores excelentes de confiabilidad entre evaluadores (0.79 - 0.86 en hombres y de 0.59 a 0.88 en féminas). Por otra parte, los coeficientes de objetividad en este estudio revelaron valores que van desde 0.80 a 0.89 en hombres y de 0.72 a 0.91 en mujeres.

Posteriormente, Harris-Hayes et al. (14) compararon el análisis de video en 2D versus el análisis visual, obteniendo valores buenos de confiabilidad entre sesiones (0.80 a 0.90) y de objetividad entre evaluadores (0.75 a 0.90). En este estudio concluyeron que la valoración subjetiva tiene un alto porcentaje de acuerdo con la valoración objetiva a través de video análisis (90%), siempre y cuando se definan previamente los patrones de movimiento de la extremidad inferior. De igual forma, Ortiz et al. (15), compararon los sistemas 2D versus los 3D, obteniendo una excelente validez entre sistemas de medición (>0.9) tanto para la relación de separación entre rodilla y tobillo como también para la distancia entre



rodillas. Adicionalmente, reportaron una excelente confiabilidad entre sesiones (>0.95) como objetividad entre evaluadores (>0.93) para la valoración del APFR. Cabe resaltar que esta investigación pretendió determinar la objetividad entre evaluadores novatos sin experiencia en este tipo de mediciones (16).

Recientemente, Herrington et al. (17) compararon el análisis de video en 2D versus un sistema de captura de movimiento en 3D, reportando un buen acuerdo entre estos sistemas para la medición del APFR ($r^2 = 0.79$), así como también encontraron correlaciones de buenas a excelentes para los coeficientes de confiabilidad (0.72) y objetividad (≥ 0.96). Por su parte, Simon et al. (18) compararon los ángulos de proyección frontal a través de análisis de video en 2D y 3D contra el análisis visual en hombres y mujeres (54 participantes, de los cuales 30 eran mujeres). En su estudio, concluyeron que el análisis APFR presenta una moderada correlación con el análisis en 3D (0.521 en mujeres y 0.528 en hombres). Adicionalmente, estos autores reportaron valores de confiabilidad que van de 0.961 a 0.999 y valores de objetividad de 0.967 a 0.998.

Asimismo, con la metodología de análisis de movimiento en 2D se han validado diversos gestos funcionales, los cuales requieren de altas producciones de fuerza durante la fase excéntrica de la activación muscular, demandando la estabilización de la extremidad inferior por parte del sistema neuromuscular (16, 19, 20). En consecuencia, los gestos evaluados a través de estas metodologías han mostrado ser valiosos a la hora de identificar posibles alteraciones o desórdenes del movimiento en el miembro inferior, no solamente en deportistas y personas físicamente activas, sino también en sujetos inactivos y adultos mayores (6). Dentro de los gestos más utilizados se encuentran el single leg squat (SLS), single leg landing (SLL), drop jump (DJ), single leg hop (SLH), side step, side jump, entre otros.

Específicamente en el SLS, Munro et al. (5), reportaron una buena confiabilidad entre mediciones repetidas (0.86 en hombres y 0.59 en mujeres) y, una buena objetividad entre evaluadores (0.82 en varones y 0.72 en féminas). Herrington et al. (17), encontraron una excelente confiabilidad (0.97) y una moderada objetividad entre evaluadores (0.72) para este test, mientras que Alves Lopes et al. (1), en una revisión sistemática con metaanálisis en la que evaluaron 16 estudios, concluyeron que el SLS reporta valores de confiabilidad que van de 0.97 a 1.00 y valores excelentes de objetividad (0.97). Más recientemente, Kingston et al. (21) encontraron una validez moderada (0.70) a favor del APFR durante el SLS y una buena confiabilidad de (0.85) en el APFR en este test.

Respecto al SLL, Munro et al. (5), revelaron una buena confiabilidad



entre mediciones (0.79 en hombres y 0.75 en mujeres) y valores de objetividad entre evaluadores de 0.80 y 0.82 en hombres y mujeres respectivamente. Igualmente, Herrington et al. (17), encontraron una excelente confiabilidad entre sesiones (0.99) y una buena objetividad entre evaluadores (0.87). Posteriormente, Lopes et al. (1) en su metaanálisis concluyeron que la confiabilidad para el SLL va de moderada a buena (0.642 - 0.820) y la objetividad de buena a excelente (0.89 - 0.92).

En cuanto al DJ, estudios como el de Munro et al. (5) han reportado valores buenos de confiabilidad entre sesiones de 0.83 en hombres y 0.88 en mujeres como también buenos a excelentes valores de objetividad entre evaluadores (0.89 hombres y 0.91 mujeres). Por su parte, Ortiz et al. (15) revelaron valores de confiabilidad entre sesiones que van de 0.97 a 0.99 y objetividad entre evaluadores de 0.88 a 0.99, mientras que Kingston et al. (21) reportaron valores de confiabilidad entre sesiones de 0.73 y 0.91 para el APFR de rodilla y cadera respectivamente.

Así las cosas, se puede afirmar que la valoración del APFR a través de análisis de video en 2D ha demostrado ser una herramienta costo-efectiva para el proceso de evaluación inicial de las disfunciones cinemáticas del miembro inferior, siendo una excelente alternativa para los sistemas de valoración en 3D. Adicionalmente, los test utilizados para estos procedimientos han demostrado ser válidos y con valores respetables de confiabilidad y objetividad, lo que permite suplir la necesidad de evaluaciones menos costosas, que no requieren personal altamente cualificado y que pueden desarrollarse en menor tiempo, facilitando así la toma de datos a grandes grupos poblacionales, con menor inversión de tiempo, dinero y personal.

■ ASPECTOS METODOLÓGICOS

Las valoraciones del comportamiento cinemático usando tecnologías de análisis de movimiento de alta velocidad permiten la medición precisa y confiable del APFR, rastreado con sistema de siete cámaras y grabado a 250 Hz, generalmente usando equipos como el VICON (Oxford Metrics Ltda, Oxford, United Kingdom) o el sistema BTS Gaitlab (BTS Bioengineering Corp, Quincy, U.S.A), los cuales han contribuido enormemente al éxito actual de los métodos de tamizaje y las estrategias de intervención en los campos de la fisioterapia deportiva y de las ciencias del deporte (1). Desafortunadamente, estos sistemas poseen barreras importantes para su implementación en cuanto a sus considerables costos financieros, necesidad de espacios controlados y los altos requerimientos de tiempo para ser ejecutados (3). Por estas razones y como se ha mostrado anteriormente, alternativas como la medición



en 2D del APFR ofrecen ventajas en costos, materiales, accesibilidad y facilidad de implementación a profesionales del área de la salud y de las ciencias del deporte sin requerir de altos niveles de formación técnica para llevar a cabo e interpretar estas mediciones, siendo estas mediciones válidas, confiables y objetivas cuando son realizadas tanto por profesionales experimentados como novatos (5, 14).

Tanto la validez, confiabilidad como objetividad de la medición del APFR en 2D requiere de condiciones metodológicas estrictas y protocolos específicos para que releve adecuadamente los fenómenos del movimiento del miembro inferior que suceden primariamente en el plano transversal para la rodilla y en el plano frontal para la coxofemoral (22, 23). Por estas razones, el seguimiento de los lineamientos y pasos que se ofrecen en este apartado de la revisión narrativa son de importancia capital para llevar con éxito su ejecución y posterior interpretación.

Adecuación espacial y posicionamiento de cámara

El espacio requerido para la medición del APFR debe ser una superficie plana con un área de 6 m de largo por 4 m de ancho. La lente de la cámara digital a utilizar debe ofrecer como mínimo un sistema de grabación a 30 Hz y debe ubicarse estrictamente en plano frontal al objetivo de medición, cualquier variación en oblicuidad al objetivo, determinará error de medición del APFR. El fondo del espacio de grabación debe ser preferiblemente blanco, sin objetos alrededor que creen distracción al sujeto objeto de análisis (24).

La cámara debe ser ubicada sobre un trípode estable con lectura de nivelación que permita establecer una imagen equilibrada tanto en la vertical como en la horizontal de los fotogramas adquiridos durante la grabación del video con una distancia aproximada de 2,50 m al objetivo de medición (3). La altura de la cámara deberá ser ubicada frontal y directamente al fulcro del APFR, esto es, el punto medio inter-epicondilar femoral. El vestuario del sujeto al cual se le realiza la medición debe posibilitar observar todos los marcadores reflectivos utilizados para la marcación de los sitios anatómicos que serán rastreados posteriormente en el análisis digital de los fotogramas extraídos y el espacio de grabación debe estar iluminado con lámparas de apoyo lateral y frontal que faciliten la observación clara y precisa de los marcadores reflectivos de color blanco expuestos a estos focos de luz (24).

Posicionamiento de marcadores reflectivos

Para poder llevar a cabo el rastreo del movimiento de los sitios anatómicos especificados para la determinación del APFR, se deben



ubicar marcadores de bajo peso de color blanco que frente a los focos de luz blanca se mostrarán reflectivos y harán posible su seguimiento en los aplicativos de análisis digital de movimiento gratuitos sugeridos en este documento.

Los sitios anatómicos que deben ser marcados bilateralmente para la elaboración del APFR son: La espina ilíaca ántero-superior, el punto medio anterior inter-epicondilar femoral, el punto medio anterior inter-maleolar y la proyección de un punto intermedio entre la espina ilíaca ántero-superior y el punto medio anterior inter-epicondilar femoral. Para la determinación de estos puntos se establece la distancia media entre ellos con una cinta métrica para uso clínico (22).

Los marcadores se deben adherir a los sitios anatómicos descritos con una cinta adhesiva doble faz que permita la incorporación firme de estos marcadores al cuerpo y su sujeción durante la ejecución de los diferentes gestos funcionales con alto componente excéntrico utilizados como tamizaje de riesgo y evaluación del comportamiento motor en mujeres físicamente activas y deportistas.

Estimación videográfica del APFR

Las videografías realizadas de los diferentes gestos funcionales con las indicaciones previamente señaladas deben ser exportadas a aplicativos digitales que permitan el análisis cuantitativo de las trayectorias realizadas por los marcadores reflectivos. Para el caso del APFR, la herramienta que permite su análisis es el goniómetro digitalizado, el cual opera bajo las mismas condiciones que el goniómetro analógico. Generalmente se utilizan dos tipos de software de carácter gratuito para el análisis del APFR: el Kinovea y el Tracker. El primero es un software desarrollado para el estudio del movimiento humano que permite la captura, observación, anotación y medición de parámetros cinemáticos e inferencias cinéticas (25); el segundo es un software de análisis biofísico instrumental que puede ser utilizado para el seguimiento del comportamiento cinemático y cinético del cuerpo humano (26). Ambos software permiten analizar sin dificultad fotograma a fotograma las características angulares del movimiento humano. Para la medición específica del APFR se debe determinar el momento de máxima flexión de rodilla durante la ejecución de los gestos funcionales seleccionados para el análisis. Posteriormente, se debe ubicar el fulcro del goniómetro digital del software respectivo en el punto medio anterior inter-epicondilar femoral y seguidamente llevar un brazo del goniómetro al punto intermedio entre la espina ilíaca ántero-superior y el punto medio inter-epicondilar femoral; el otro brazo del goniómetro se proyecta al punto medio inter-maleolar (5).



Una vez establecido el ángulo, el software lo arroja bajo sentido espacial matemático en un plano cartesiano más no en sentido kinesiológico, el cual es adoptado para su interpretación. Dado que el ángulo matemático ofrecido por el software debe ser transformado a kinesiológico, se debe realizar una resta de 180° al valor del ángulo matemático identificado, dando como resultado el ángulo kinesiológico que permitirá su comparación con baremos ya establecidos que han mostrado asociación con el desarrollo de lesiones de rodilla.

Gestos funcionales usados para la identificación del APFR

Diversos gestos funcionales de las actividades de la vida diaria y deportivas han sido propuestos para identificar riesgo de lesión de rodilla con la consecuente utilización del APFR. Todos los gestos tienen como condición específica la solicitud de un gran control muscular excéntrico durante su ejecución, dado que las fuerzas de reacción al piso que se ejercen durante descensos corporales incrementan notablemente estas fuerzas de reacción, exigen una gran actividad muscular para su absorción y estabilización (20, 27, 28).

Dentro de los gestos más comúnmente utilizados se encuentran: Single leg squat, step down, salto en contramovimiento, Drop jump y single leg landing. Las particularidades de cada uno de estos gestos se exponen a continuación:

Single leg squat

Con esta prueba se pretende demandar la capacidad de estabilización de la musculatura de la pelvis y miembro inferior en apoyo unipodal (29). Para llevar a cabo este movimiento, se solicita al sujeto que va a ser evaluado ubicar los pies a la amplitud de los hombros y las manos sobre la cadera, disponerse en apoyo unipodal y hacer una flexión de rodilla profunda que alcance como mínimo 45° de flexión pero no mayor a 60° , momento en el cual se realiza la medición del APFR, con el tronco erguido y el otro miembro inferior suspendido para posteriormente volver lentamente a la posición inicial de extensión de rodilla con una duración del gesto de 5 segundos contabilizados por un evaluador externo, asegurándose que el descenso dure mínimo 3 segundos de la ejecución total. La posición de los dedos de los pies depende sólo del sujeto evaluado para su ubicación respecto a la posición de la rodilla, siempre y cuando se garantice la flexión de 45° - 60° (30).



Step down

Con este movimiento se pretende solicitar la capacidad estabilizadora de los músculos que rodean la articulación coxofemoral, rodilla y tobillo en cadena cinética cerrada, mientras se solicita el control en descenso contra gravedad (31). Para realizar esta tarea, se requiere un step de 25 cm de alto y se solicita al evaluado disponerse en apoyo bipodal en el step para posteriormente pasar a apoyo unipodal con el otro miembro inferior suspendido en extensión en plano sagital. Seguidamente, el sujeto debe realizar una flexión de cadera, rodilla y dorsiflexión del tobillo del miembro inferior en apoyo hasta lograr que el talón contralateral tome contacto con el piso, momento en el cual se realiza la medición del APFR, para finalmente devolverse a la posición de inicio unipodal. Durante la ejecución, la columna debe permanecer erguida, los miembros superiores suspendidos al frente y realizarse en un tiempo de tres segundos.

Salto en contramovimiento

Esta prueba pretende solicitar el control neuromuscular del tronco, pelvis y miembros inferiores durante la ejecución de un salto bipodal con una fase negativa o descenso que pretende acumular energía elástica con una fase positiva posterior concéntrica que se espera genere una propulsión adicional auspiciada por el componente elástico muscular. Durante la ejecución de este gesto, el APFR se observa en el momento de máxima flexión de rodilla de la fase de descenso del salto dado que coincide con la mayor exigencia de control excéntrico (32).

Drop Jump

Para la realización de esta tarea se requiere un banco de 31 a 40 cm de altura. El sujeto debe ubicarse encima del banco en apoyo bipodal con los pies ubicados a la amplitud de los hombros y manos sobre la cadera, preferiblemente hacia el borde del banco y, seguido de comando verbal se deja caer del mismo e, inmediatamente el evaluado toma contacto con el piso, debe proceder a un salto con intención de alcanzar altura máxima. Este salto de rebote debe ser realizado con la máxima velocidad posible en la transición excéntrica-concéntrica y el APFR debe ser medido en el momento de máxima flexión de rodilla de la fase excéntrica de este gesto (33).



Single leg landing

Para llevar a cabo este gesto se solicita al evaluado estar en apoyo unipodal sobre un step de 25 cm de altura con manos sobre la cadera y, a orden verbal, el evaluado se deja caer del step generando control excéntrico de caída unipodal en detente sobre el miembro inferior que se encontraba previamente en apoyo sobre el step. El gesto se considerará exitoso si se logra controlar el detente con posterior fase concéntrica de recobro sin apoyar el miembro inferior contralateral. El APRF se evalúa en el momento de máxima flexión de rodilla de la fase de descenso excéntrica (5).

■ PATOMECÁNICA ASOCIADA A LA ALTERACIÓN EN VALGO DEL APFR

Durante tareas funcionales que impliquen carga excéntrica se obliga a los diferentes segmentos del miembro inferior a generar absorción de carga procedente de las fuerzas de reacción del piso, creadas por torques externos que provocan flexión, aducción y rotación interna de cadera que deben ser contrarrestados por los torques internos de la musculatura de esta articulación (34). A mayor demanda de control excéntrico de la actividad funcional, mayores fuerzas externas se crean, especialmente a nivel proximal, incrementando alteraciones cinemáticas observadas tanto en capturas de movimiento en 3D como en 2D, las cuales han mostrado como principales compensaciones la aducción y rotación interna de la coxofemoral, fenómeno primordialmente observado de manera particular en mujeres (35).

Tanto la aducción de la coxofemoral como la rotación interna contribuyen a la migración hacia medial del centro articular de la rodilla en relación al pie, causando una abducción de tibia con respecto al fémur y una pronación del pie que tienen como resultado la exhibición de valgo dinámico, el cual ha sido asociado a lesión del ligamento cruzado anterior y disfunciones patelofemorales (6). La aducción excesiva de la coxofemoral causa estrés en el tejido blando estabilizador de la rodilla en su aspecto medial como el ligamento colateral medial, el ligamento patelofemoral medial y el propio ligamento cruzado anterior mientras que un incremento de la rotación interna de la coxofemoral en la relación a una tibia fija, estresa estructuras de tejido blando que limitan este movimiento como el ligamento colateral medial, el ligamento colateral lateral y el músculo poplíteo (36).

Ahora bien, la orientación de la resultante del vector de fuerza de reacción del piso en relación al centro articular determina la dirección y magnitud de los torques externos que debe resistir la musculatura de la pelvis y miembro inferior en este tipo de gestos funcionales. Por

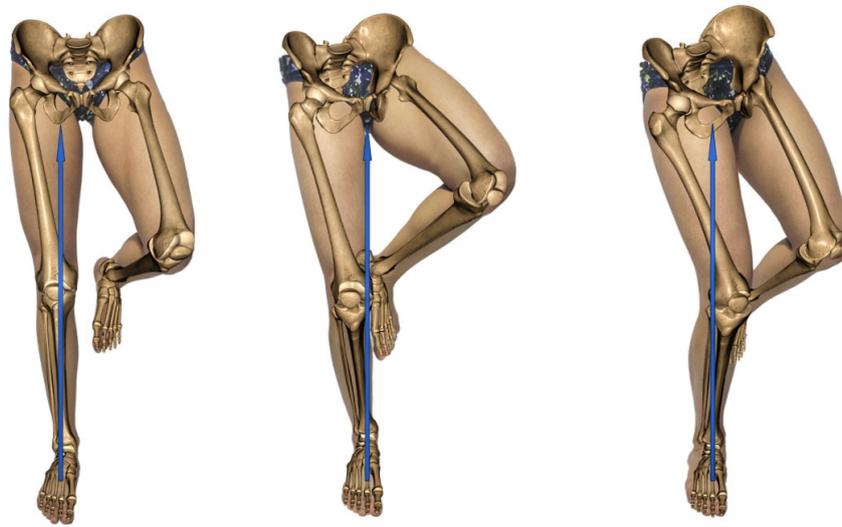


otra parte, la migración del centro de masa corporal en relación al centro de presión influencia también la resultante del vector de fuerza de reacción del piso, provocando que los movimientos del tronco y de la pelvis modifiquen también los torques externos producidos por la gravedad, los cuales deben ser contrarrestados por la musculatura corporal (37).

Dado que los movimientos excesivos de aducción y rotación interna de la coxofemoral son los principales fenómenos asociados al valgo dinámico representados en el incremento del APFR, los músculos que pueden contrarrestar estos movimientos serán el glúteo mayor, el glúteo medio y los rotadores externos cortos de la cadera. Sin embargo, ante la debilidad de estos músculos, la hemipelvis contralateral al miembro inferior de apoyo puede inclinarse lateralmente, lo que causa una migración del centro de masa fuera del centro de presión hacia medial incrementando el momento varo en la articulación de la rodilla creando estrés en el ligamento colateral lateral y banda iliotibial con incremento concomitante de fuerzas compresivas en el compartimento medial de la rodilla (36).

Para compensar el estrés lateral en tensión y el estrés compresivo medial en la rodilla producto de la debilidad de los músculos extensores y abductores de cadera, se genera una estrategia compensatoria de tronco que direcciona el centro de masa justo por encima del centro de presión del miembro inferior de apoyo (37). De esta manera, se acerca la resultante de la fuerza de reacción del piso al centro articular de la cadera lo cual reduce la solicitud a la musculatura abductora y extensora. Sin embargo, esta estrategia compensatoria, ubica la resultante de la fuerza de reacción del piso hacia lateral con respecto a la rodilla provocando un momento valgo exhibido en el APFR, estresando en tensión el ligamento colateral medial, el ligamento patelofemoral medial, el ligamento cruzado anterior y en compresión el compartimento lateral de la rodilla y la faceta lateral de la patela con el cóndilo femoral lateral, siendo estos fenómenos patomecánicos los responsables del incremento en las tasas de lesión de ligamento cruzado anterior y de síndrome de dolor patelofemoral en mujeres que exhiben un valgo dinámico expresado en el aumento del APFR (37) (Figura 1).

Figura 1. Alteración mecánica del patrón de movimiento en valgo dinámico.



Aunque en la actualidad existe limitada evidencia en torno a factores distales asociados al incremento hacia valgo del APFR, recientemente se ha sugerido que el aumento de la movilidad del pie y el tobillo, en especial, una mayor movilidad del medio pie y una disminución de la dorsiflexión, parecen estar asociadas a un incremento en valgo del APFR. Por tanto, estos factores deben ser considerados en la valoración y tratamiento de sujetos con alteración del APFR (38, 39).

Estas alteraciones en la cinemática del miembro inferior suponen un desafío tanto para la prevención como la rehabilitación de lesiones de rodilla, dado que exigen un profundo conocimiento kinesiológico y biomecánico para poder llegar a corregir los desórdenes del movimiento y las cargas en tensión y compresión que se sufren las estructuras anatómicas de la rodilla durante la realización de las actividades de la vida diaria y las actividades deportivas de mujeres físicamente activas.

■ CONCLUSIÓN

El análisis del APFR en 2D es una herramienta esencial de diagnóstico y seguimiento de los posibles desórdenes de movimiento de los miembros inferiores en gestos funcionales que puede implementarse de manera rutinaria con el uso de tecnología asequible, de bajo costo y poca destreza de los evaluadores siguiendo lineamientos específicos como los proporcionados en esta revisión. Bajo estas condiciones, una adecuada evaluación del APFR ofrece un acercamiento válido, preciso y confiable al comportamiento cinemático del miembro inferior en actividades



de la vida diaria, ejercicio y deporte que facilita la intervención de fisioterapeutas y educadores físicos en el ámbito clínico y deportivo.

■ REFERENCIAS

1. Lopes TJA, Ferrari D, Ioannidis J, Simic M, Micolis de Azevedo F, Pappas E. Reliability and Validity of Frontal Plane Kinematics of the Trunk and Lower Extremity Measured With 2-Dimensional Cameras During Athletic Tasks: A Systematic Review With Meta-analysis. *The journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 2018;48(10):812-22.
2. Dingenen B, Malfait B, Vanrenterghem J, Verschueren SM, Staes FF. The reliability and validity of the measurement of lateral trunk motion in two-dimensional video analysis during unipodal functional screening tests in elite female athletes. *Physical therapy in sport*. 2014;15(2):117-23.
3. McLean SG, Walker K, Ford KR, Myer GD, Hewett TE, van den Bogert AJ. Evaluation of a two dimensional analysis method as a screening and evaluation tool for anterior cruciate ligament injury. *British journal of sports medicine*. 2005;39(6):355-62.
4. Bittencourt NF, Ocarino JM, Mendonça LD, Hewett TE, Fonseca ST. Foot and hip contributions to high frontal plane knee projection angle in athletes: a classification and regression tree approach. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 2012;42(12):996-1004.
5. Munro A, Herrington L, Carolan M. Reliability of 2-dimensional video assessment of frontal-plane dynamic knee valgus during common athletic screening tasks. *Journal of sport rehabilitation*. 2012;21(1):7-11.
6. Willson JD, Davis IS. Utility of the Frontal Plane Projection Angle in Females With Patellofemoral Pain. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy* 2008;38(10):606-15.
7. Jones D, Tillman SM, Tofte K, Mizner RL, Greenberg S, Moser MW, et al. Observational ratings of frontal plane knee position are related to the frontal plane projection angle but not the knee abduction angle during a step-down task. *The journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 2014;44(12):973-8.
8. Maykut JN, Taylor-Haas JA, Paterno MV, DiCesare CA, Ford KR. Concurrent validity and reliability of 2d kinematic analysis of frontal plane motion during running. *International journal of sports physical therapy*. 2015;10(2):136-46.
9. Schurr SA, Marshall AN, Resch JE, Saliba SA. Two-dimensional video analysis is comparable to 3d motion capture in lower extremity movement assessment. *International journal of sports physical therapy*. 2017;12(2):163-72.
10. Downing SM. Validity: on meaningful interpretation of assessment data. *Medical education*. 2003;37(9):830-7.



11. Downing SM. Reliability: on the reproducibility of assessment data. *Medical education*. 2004;38(9):1006-12.
12. Brink Y, Louw QA. Clinical instruments: reliability and validity critical appraisal. *Journal of evaluation in clinical practice*. 2012;18(6):1126-32.
13. Mizner RL, Chmielewski TL, Toepke JJ, Tofte KB. Comparison of 2-dimensional measurement techniques for predicting knee angle and moment during a drop vertical jump. *Clinical journal of sport medicine*. 2012;22(3):221-7.
14. Harris-Hayes M, Steger-May K, Koh C, Royer NK, Graci V, Salsich GB. Classification of lower extremity movement patterns based on visual assessment: reliability and correlation with 2-dimensional video analysis. *Journal of athletic training*. 2014;49(3):304-10.
15. Ortiz A, Rosario-Canales M, Rodríguez A, Seda A, Figueroa C, Venegas-Ríos HL. Reliability and concurrent validity between two-dimensional and three-dimensional evaluations of knee valgus during drop jumps. *Open access journal of sports medicine*. 2016;7:65-73.
16. Herrington L, Myer GD, Munro A. Intra and inter-tester reliability of the tuck jump assessment. *Physical therapy in sport*. 2013;14(3):152-5.
17. Herrington L, Alenezi F, Alzhrani M, Alrayani H, Jones R. The reliability and criterion validity of 2D video assessment of single leg squat and hop landing. *Journal of electromyography and kinesiology*. 2017;34:80-5.
18. Simon M, Parizek C, Earl-Boehm JE, Bazett-Jones DM. Quantitative and qualitative assessment of frontal plane knee motion in males and females: A reliability and validity study. *The knee*. 2018;25(6):1057-64.
19. Ageberg E, Bennell KL, Hunt MA, Simic M, Roos EM, Creaby MW. Validity and inter-rater reliability of medio-lateral knee motion observed during a single-limb mini squat. *BMC musculoskeletal disorders*. 2010;11(1):265.
20. Nguyen AD, Shultz SJ, Schmitz RJ. Landing biomechanics in participants with different static lower extremity alignment profiles. *Journal of athletic training*. 2015;50(5):498-507.
21. Kingston B, Murray A, Norte GE, Glaviano NR. Validity and reliability of 2-dimensional trunk, hip, and knee frontal plane kinematics during single-leg squat, drop jump, and single-leg hop in females with patellofemoral pain. *Physical therapy in sport*. 2020;45:181-7.
22. Bittencourt N, Leite M, Zuin A, Pereira M, Gonçalves G, Signoretti S. Dynamic taping and high frontal plane knee projection angle in female volleyball athletes. *British journal of sports medicine*. 2017;51(4):297-8.
23. Gwynne CR, Curran SA. Quantifying frontal plane knee motion during single limb squats: reliability and validity of 2-dimensional measures. *International journal of sports physical therapy*. 2014;9(7):898-906.
24. Knudson DV. *Qualitative Diagnosis of Human Movement: Improving performance in sport and exercise: Human Kinetics*; 2013.



25. Puig-Diví A, Escalona-Marfil C, Padullés-Riu JM, Busquets A, Padullés-Chando X, Marcos-Ruiz D. Validity and reliability of the Kinovea program in obtaining angles and distances using coordinates in 4 perspectives. *PLoS one*. 2019;14(6):e0216448.
26. Vaara R-L, Gomes Sasaki DG. Teaching kinematic graphs in an undergraduate course using an active methodology mediated by video analysis. *LUMAT: International Journal on math, science and technology education*. 2019;7(1):1-26.
27. Barber-Westin SD, Noyes FR, Galloway M. Jump-land characteristics and muscle strength development in young athletes: a gender comparison of 1140 athletes 9 to 17 years of age. *The American journal of sports medicine*. 2006;34(3):375-84.
28. Shin CS, Chaudhari AM, Andriacchi TP. The effect of isolated valgus moments on ACL strain during single-leg landing: a simulation study. *Journal of biomechanics*. 2009;42(3):280-5.
29. Nakagawa TH, Moriya ET, Maciel CD, Serrão FV. Trunk, pelvis, hip, and knee kinematics, hip strength, and gluteal muscle activation during a single-leg squat in males and females with and without patellofemoral pain syndrome. *The journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 2012;42(6):491-501.
30. Richards J, Thewlis D, Selfe J, Cunningham A, Hayes C. A biomechanical investigation of a single-limb squat: implications for lower extremity rehabilitation exercise. *Journal of athletic training*. 2008;43(5):477-82.
31. Paz GA, de Freitas Maia M, Santana HG, Miranda H, Lima V, Willson JD. Knee Frontal Plane Projection Angle: A Comparison Study Between Drop Vertical Jump and Step-Down Tests With Young Volleyball Athletes. *Journal of sport rehabilitation*. 2019;28(2):153-8.
32. Dingenen B, Malfait B, Nijs S, Peers KH, Vereecken S, Verschueren SM, et al. Can two-dimensional video analysis during single-leg drop vertical jumps help identify non-contact knee injury risk? A one-year prospective study. *Clinical biomechanics*. 2015;30(8):781-7.
33. Howe L, Bampouras TM, North JS, Waldron MJMSSM. Reliability of two-dimensional measures associated with bilateral drop-landing performance. *Movement sport sciences*. 2020(108):39-47.
34. Hass CJ, Schick EA, Tillman MD, Chow JW, Brunt D, Cauraugh JH. Knee biomechanics during landings: comparison of pre- and postpubescent females. *Medicine and science in sports and exercise*. 2005;37(1):100-7.
35. Walsh M, Boling MC, McGrath M, Blackburn JT, Padua DA. Lower extremity muscle activation and knee flexion during a jump-landing task. *Journal of athletic training*. 2012;47(4):406-13.
36. Powers CM, Bolgla LA, Callaghan MJ, Collins N, Sheehan FT. Patellofemoral Pain: Proximal, Distal, and Local Factors—Second International



Research Retreat, August 31-September 2, 2011, Ghent, Belgium. Journal of orthopaedic & sports physical therapy 2012;42(6):A1-A54.

37. Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. The journal of orthopaedic and sports physical therapy. 2010;40(2):42-51.

38. Bell-Jenje T, Olivier B, Wood W, Rogers S, Green A, McKinnon W. The association between loss of ankle dorsiflexion range of movement, and hip adduction and internal rotation during a step down test. Manual therapy. 2016;21:256-61.

39. Wyndow N, De Jong A, Rial K, Tucker K, Collins N, Vicenzino B, et al. The relationship of foot and ankle mobility to the frontal plane projection angle in asymptomatic adults. Journal of foot and ankle research. 2016;9:3.