Article

Desarrollo y Validación de una Herramienta de Predicción Basada en lo Clínico para Identificar a las Atletas Femeninas en Alto Riesgo para la Lesión del Ligamento Cruzado Anterior

Development and Validation of a Clinic-Based Prediction Tool to Identify Female Athletes at High Risk for Anterior Cruciate Ligament Injury

Gregory D. Myer[1,2,3], Kevin R. Ford[1,2,4], Jane Khoury[1], Paul Succop[5] y Timothy E. Hewett[1,2,5,6]

[1]*Cincinnati Children's Hospital Medical Center. Cincinnati, Ohio.*
[2]*Sports Medicine Biodynamics Center and Human Performance Laboratory. Cincinnati, Ohio.*
[3]*Rocky Mountain University of Health Professions. Provo, Utah.*
[4]*Department of Pediatrics. College of Medicine.*
[5]*Department of Environmental Health. Division of Epidemiology and Biostatistics.*
[6]*Departments of Orthopaedic Surgery, Biomedical Engineering, and Rehabilitation Sciences, University of Cincinnati, Cincinnati, Ohio, and The Ohio State University. Columbus, Ohio.*

RESUMEN

Introducción

Posibles mediciones de un (KAM o MAR) durante el aterrizaje, identifican a las atletas con alto riesgo de lesión del ligamento cruzado anterior. Mediciones basadas en el laboratorio demuestran un 90% de precisión en la predicción de la KAM. Algoritmos de predicción basado en la clínica que emplean correlatos derivados de medidas basadas en el laboratorio también demuestran la alta precisión para la predicción de la mecánica del KAM durante el aterrizaje.

Hipótesis

Lss mediciones clínicas derivadas de modelos de laboratorio altamente predictivos son válidas para la predicción exacta del estatus del alto momento de aducción de la rodilla (KAM) y las medidas simultáneas usando técnicas basadas en el laboratorio y en la clínica correlacionan altamente.

Diseño del estudio

Estudio de cohorte (diagnóstico); Nivel de evidencia, 2.

MétodosUn centenar de atletas mujeres (baloncesto, fútbol, jugadoras de voleibol) fueron analizadas usando mediciones basadas en el laboratorio para confirmar la validez de las variables identificadas en la correlación basada en medidas de laboratorio a medidas basadas en la clínica incluidas en un algoritmo de predicción para determinar el alto estado de KAM. Para analizar los basados en la clínica se ha seleccionado, otra cohorte de 20 atletas que fueron testeadas con mediciones basadas en la clínica y laboratorio simultáneamente.**Resultados** El modelo de predicción (odds ratio: intervalo de confianza del 95%), derivado de los predictores secundarios basados en mediciones de laboratorio, que incluyen: (1) movimiento de valgo de rodilla (1.59: 1.17-2.16 cm), (2) rango de movimiento de flexión de la rodilla(0.94: 0.89° -1.00 °) , (3) masa corporal (0.98: 0.94-1.03 kg), (4) longitud de la tibia (1.55: 1.20-2.07 cm) y (5)relación de cuádriceps a isquiotibiales (1.70: 0.48%-6.0%), predijo alto estatus de KAM con 84% de sensibilidad y el 67% de especificidad (P <.001). Técnicas basadas en la clínica que utilizan una escala médica calibrada , un cinta de mediciónestándar , una videocámara estándar, un software imagen J y un dinamómetro isocinético mostraron una alta correlación (valgo de rodilla, r =. 87; rango de movimiento de flexión de rodilla , r =. 95; y la longitud de la tibia, r =.98) para mediciones simultáneas de laboratorio. La masa corporal y la relación de cuádriceps e isquiotibiales fueron incluidos en ambas metodologías, por lo que tuvieron valores de r de 1,0.**Conclusión** Medidas obtenidas de la clinica del incremento del valgo de la rodilla , rango de movimiento de flexión de rodilla, la masa corporal, la longitud de la tibia y la relación de cuádriceps para isquiotibiales, predice el alto estatus de KAM en atletas, con alta sensibilidad y especificidad. Las atletas que demuestran una alta KAM en la mecánica de aterrizaje están en mayor riesgo de lesión del ligamento cruzado anterior y tienen más probabilidades de beneficiarse del entrenamiento neuromuscular dirigido a este factor de riesgo. El uso de la herramienta de evaluación clínica desarrollada puede facilitar, a los atletas de alto riesgo, el ingreso en intervenciones apropiadas que tendrán un mayor potencial para reducir el riesgo de lesiones.

Palabras Clave: biomecánica de alto riesgo, factores de riesgo de lesión de LCA, entrenamiento dirigido neuromuscular, prevención de lesiones del LCA, herramientas de evaluación clinicas

ABSTRACT

Background: Prospective measures of high knee abduction moment (KAM) during landing identify female athletes at high risk for anterior cruciate ligament injury. Laboratory-based measurements demonstrate 90% accuracy in prediction of high KAM. Clinic-based prediction algorithms that employ correlates derived from laboratory-based measurements also demonstrate high accuracy for prediction of high KAM mechanics during landing.
Hypotheses: Clinic-based measures derived from highly predictive laboratory-based models are valid for the accurate prediction of high KAM status, and simultaneous measurements using laboratory-based and clinic-based techniques highly correlate.
Study Design: Cohort study (diagnosis); Level of evidence, 2.
Methods: One hundred female athletes (basketball, soccer, volleyball players) were tested using laboratory-based measures to confirm the validity of identified laboratory-based correlate variables to clinic-based measures included in a prediction algorithm to determine high KAM status. To analyze selected clinic-based surrogate predictors, another cohort of 20 female athletes was simultaneously tested with both clinic-based and laboratory-based measures.
Results: The prediction model (odds ratio: 95% confidence interval), derived from laboratory-based surrogates including (1) knee valgus motion (1.59: 1.17-2.16 cm), (2) knee flexion range of motion (0.94: 0.89°-1.00°), (3) body mass (0.98: 0.94-1.03 kg), (4) tibia length (1.55: 1.20-2.07 cm), and (5) quadriceps-to-hamstrings ratio (1.70: 0.48%-6.0%), predicted high KAM status with 84% sensitivity and 67% specificity ($P < .001$). Clinic-based techniques that used a calibrated physician's scale, a standard measuring tape, standard camcorder, ImageJ software, and an isokinetic dynamometer showed high correlation (knee valgus motion, $r = .87$; knee flexion range of motion, $r = .95$; and tibia length, $r = .98$) to simultaneous laboratory-based measurements. Body mass and quadriceps-to-hamstrings ratio were included in both methodologies and therefore had r values of 1.0.
Conclusion: Clinically obtainable measures of increased knee valgus, knee flexion range of motion, body mass, tibia length, and quadriceps-to-hamstrings ratio predict high KAM status in female athletes with high sensitivity and specificity. Female athletes who demonstrate high KAM landing mechanics are at increased risk for anterior cruciate ligament injury and are more likely to benefit from neuromuscular training targeted to this risk factor. Use of the developed clinic-based assessment tool may facilitate high-risk athletes' entry into appropriate interventions that will have greater potential to reduce their injury risk.

Keywords: High risk biomechanics, ACL injury risk factors, targeted neuromuscular training, ACL injury prevention, assessment tolos, clinician-friendly

INTRODUCCIÓN

Las medidas probables de momento de abducción de rodilla alto (knee abduction moment , KAM) durante la caída predice el riesgo de lesión del ligamento cruzado anterior (LCA) en atletas femeninas jóvenes.17 En suma, un estudio prospectivo de gran potencia encontraron que cadetes militares que sufrieron lesión del LCA demostraron mecánicas de la rodilla al caer al suelo relacionadas a un KAM alto (D.A. Padua, datos inéditos, 2009). Varias investigaciones han demostrado que las atletas mujeres muchas veces exhiben mecánicas de caída relacionadas con alto KAM, comparado con los varones durante movimientos de caída y de pivoteo (Referencias 5,8,9,13,15,19,22,24,36,41). En la validación de estos hallazgos de laboratorio, las atletas femeninas demuestran generalmente alineaciones de la rodilla al caer al piso asociadas con un KAM alto en el momento de la lesión (Figura 1).4,20,35.

Reportes previos indican que un mayor ángulo de abducción de la rodilla, aumentaba el reclutamiento relativo del cuádriceps, y disminuía el rango de movimiento de flexión de la rodilla (ROM), concomitante con una mayor longitud de la tibia y masa corporal normalizadas a la altura corporal que acompaña el crecimiento, contribuye a aproximadamente el 80% de la variación medida en el KAM durante la caída al suelo.30 Sin embargo, laboratorios biomecánicos caros, con herramientas de medición costosas que son para evaluar a atletas individuales, son requeridos para determinar las mediciones. Estos factores pueden limitar el potencial para realizar valoraciónes de riesgo del atleta en una gran escala, limitando aún más el potencial para encontrar a los atletas de alto riesgo de lesión con estrategias de intervención apropiadas. Si se desarrollan herramientas de valoración más simples que pueden administrarse en un ambiente de evaluación clínica y puede validarse por una valoración basada en laboratorio muy exacta, el 'screening' (registro) para el riesgo de lesión del LCA podría realizarse en una base más extendida. El desarrollo de herramientas de valoración basadas en lo clínico, mejorará el potencial para identificar y dirigir el entrenamiento de las atletas femeninas con un KAM mayor.

Figura 1. *Imagen videográfica de un atleta con patrón cinemático donde es probable demostrar el momento de abducción de rodilla alto (KAM).*

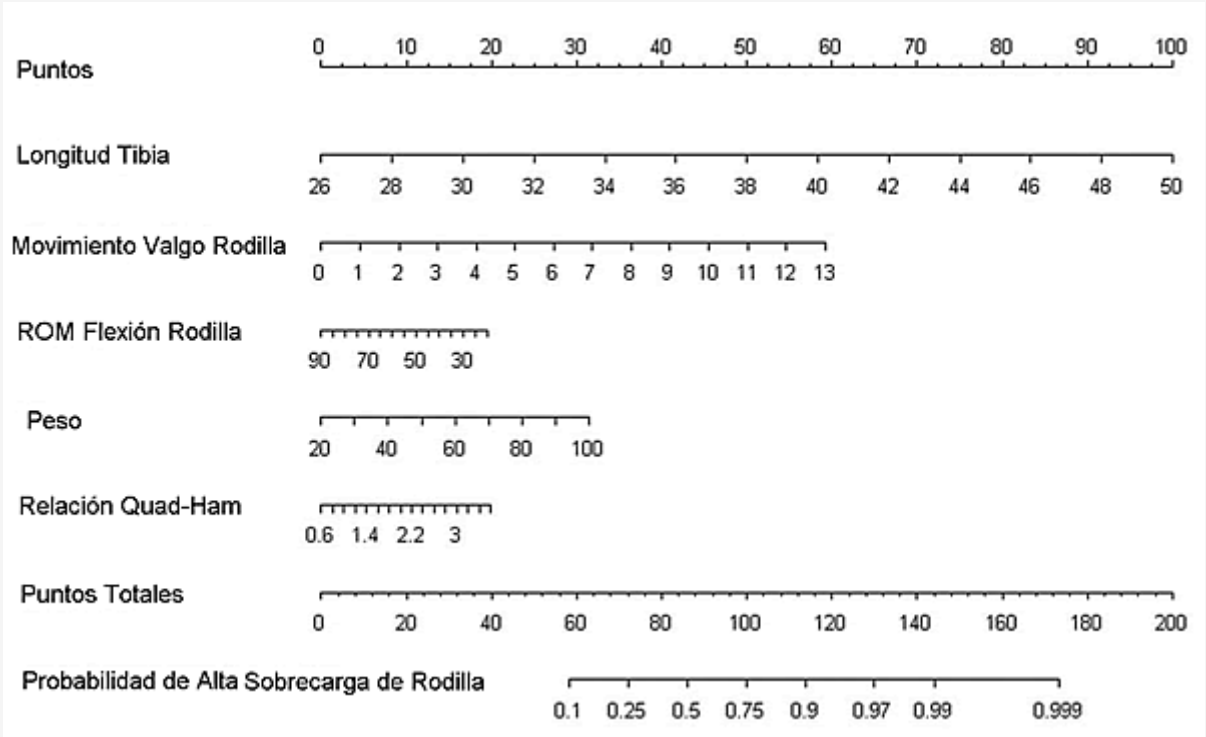

Figura 2. *Nomograma adaptado especialmente para médicos que fue desarrollado a partir del análisis de regresión puede usarse para pronosticar el resultado en base a la longitud de la tibia (cm), movimiento valgo de la rodilla (cm), rango de movimiento de la flexión de rodillas (grados), masa corporal (kg), y proporción del cuádriceps-a-isquiotibial. Para usar el nomograma, uno debe poner un borde recto verticalmente de tal manera que toque la variable designada en el eje para cada indicador, y registrar el valor en que cada uno de los 5 indicadores que provee sobre el eje de "puntos" en la cima del diagrama. Todo los puntos registrados entonces se suman y este valor se localiza sobre la línea de los "puntos totales" con un borde recto. Una línea vertical deducida desde la línea de los puntos totales hasta la línea de "la probabilidad" identificará la probabilidad de que un atleta muestre el momento de abducción de rodilla alto (KAM) durante un salto vertical de caída en base a las variables predictivas utilizadas. (Reimpreso de Myer y col. 31 con permiso de Elsevier)*

El propósito del actual estudio fue validar una herramienta de valoración de caída basada en lo clínico (Figura 2) derivada de medidas demostradas para pronosticar un KAM con alta exactitud.30 Nosotros planteamos la hipótesis de que las mediciones basadas en lo clínico se correlacionarían significativamente con las mediciones basadas en laboratorio y que esas correlaciones basadas en lo clínico pronosticarían con precisión atletas con una mayor propensión mayor a mostrar un KAM alto durante la caída al suelo.

MÉTODOS

Participantes

Jugadoras de fútbol y baloncesto (N = 5 100; edad, 14.0 ± 2.5 años; altura, 159.1 ± 9.0 cm; masa corporal, 53.7.0 ± 12.5 kg) fueron testeadas usando una medición basada en laboratorio para confirmar la validez de las correlativas previamente identificadas para ser empleadas en el algoritmo de predicción de base en lo clínico para determinar el estado del KAM alto. Para apoyar aún más los indicadores sustitutos seleccionados, jugadoras de baloncesto, de fútbol, y de vóleibol (N 520; edad, 15.9 ± 1.3 años; altura, 163.6 ± 9.9 cm; masa corporal, 57.0 ± 12.1 kg) se evaluaron usando técnicas basadas en laboratorio y basadas en lo clínico simultáneamente.

Procedimientos

Las Juntas de la Revisión Institucionales de los profesionales de la salud del Centro Médico del Hospital de los Niños de Cincinnati y de la *Rocky Mountain University*, aprobaron los procedimientos de recolección de datos y formularios de consentimiento. Se recibieron el consentimiento paternal y el asentimiento del atleta antes de la recolección de datos. Las

participantes se evaluaron antes del comienzo de su temporada competitiva de baloncesto o de fútbol. La evaluación consistió en una examinen de la rodilla, historial médico, estimaciones de la maduración, fuerza dinámica, y análisis biomecánico de la caída del salto.

Antropometría y Fuerza Dinámica — La masa corporal fue medida en una escala calibrada por los médicos. La longitud de la tibia basada en lo clínico fue medida con una cinta métrica estándar y era igual a la distancia entre la línea lateral de la articulación de la rodilla hasta el maléolo lateral (Figura 3). La fuerza isocinética de extensión/flexión de la rodilla (acción muscular concéntrica/concéntrica) fue medida en un sistema Biodex II (Biodex Medical Systems, Shirley, Nueva York) y consistió en 10 repeticiones de flexión/extensión de la rodilla para cada pierna a 300 grados/seg.26 La proporción cuádriceps-isquiotibiales (Quad-Ham) fue calculado a partir de los torques isocinéticos pico de los isquiotibiales y del cuádriceps.

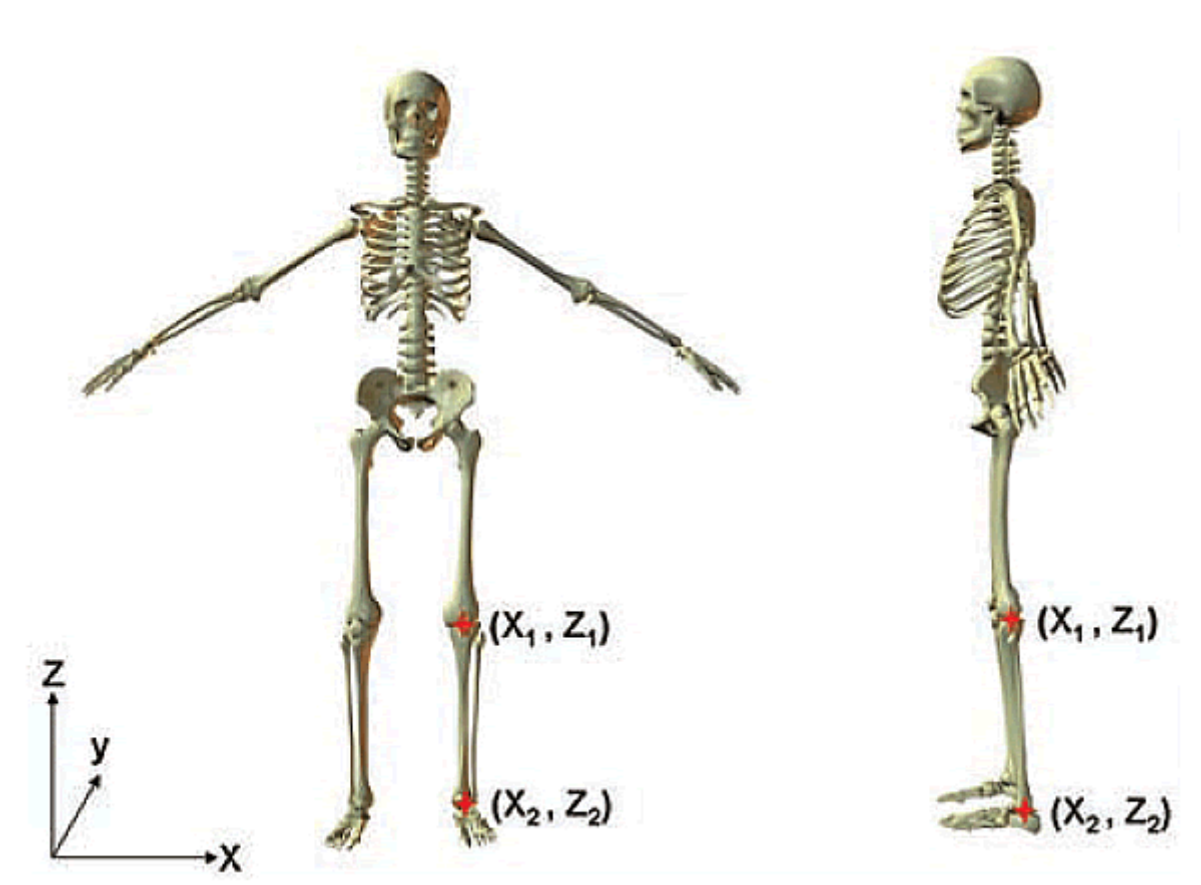

Figura 3. *La longitud de la tibia fue calculada y medida como la distancia entre el centro de la articulación de la rodilla y el centro articular del tobillo (Z2-Z1). (La figura fue creada en Poser 6.0. Smith Micro Software, Watsonville, California)*

Biomecánica de la Caída basada en el laboratorio — Los datos tridimensionales (3D) se de la cinética y cinemática de la cadera, rodilla y tobillo, fueron cuantificados para la fase de contacto de 3 tareas de salto vertical con caída (DVJ, *drop vertical jump*).

Cada participante fue instrumentada por un único investigador con 37 marcadores retroreflectivos puestos en el sacro, columna iliaca superior posterior izquierda, esternón, y bilateralmente sobre el hombro, codo, muñeca, espina elíaca superior anterior, trocánter mayor, medio muslo, rodilla lateral y medial, tuberosidad tibial, media pierna, pierna distal, tobillo lateral y medial, talón, superficie dorsal del medio pie, pie lateral (quinto metatarso), y punta del pie (entre segundo y tercer metatarso).

Primero, una prueba estática fue dirigida en el que la participante se le dijo que se detuviera con una colocación de los pies estandarizado al sistema de coordenadas del laboratorio. Esta medición estática se usó como la alineación neutral de cada participante (0); las medidas subsecuentes de la cinemática fueron referenciadas respecto a esta posición.7 La prueba

en posición de pie estática también se usó para calcular las longitudes de los segmentos como la distancia estimada entre el centro de la articulación proximal y distal (por ejemplo, la distancia del segmento de la tibia era igual a la distancia entre el centro de la articulación de la rodilla al centro articular del tobillo [Figura 3]). El DVJ implicaba que las participantes estén de pie sobre el tope de una caja (31 cm de alto) con sus pies posicionados 35 cm separadamente. Se les dijo que se dejaran caer directamente hacia abajo por fuera de la caja e inmediatamente realizar un salto vertical máximo, subiendo ambos brazos mientras se saltaba para un rebote de baloncesto.8

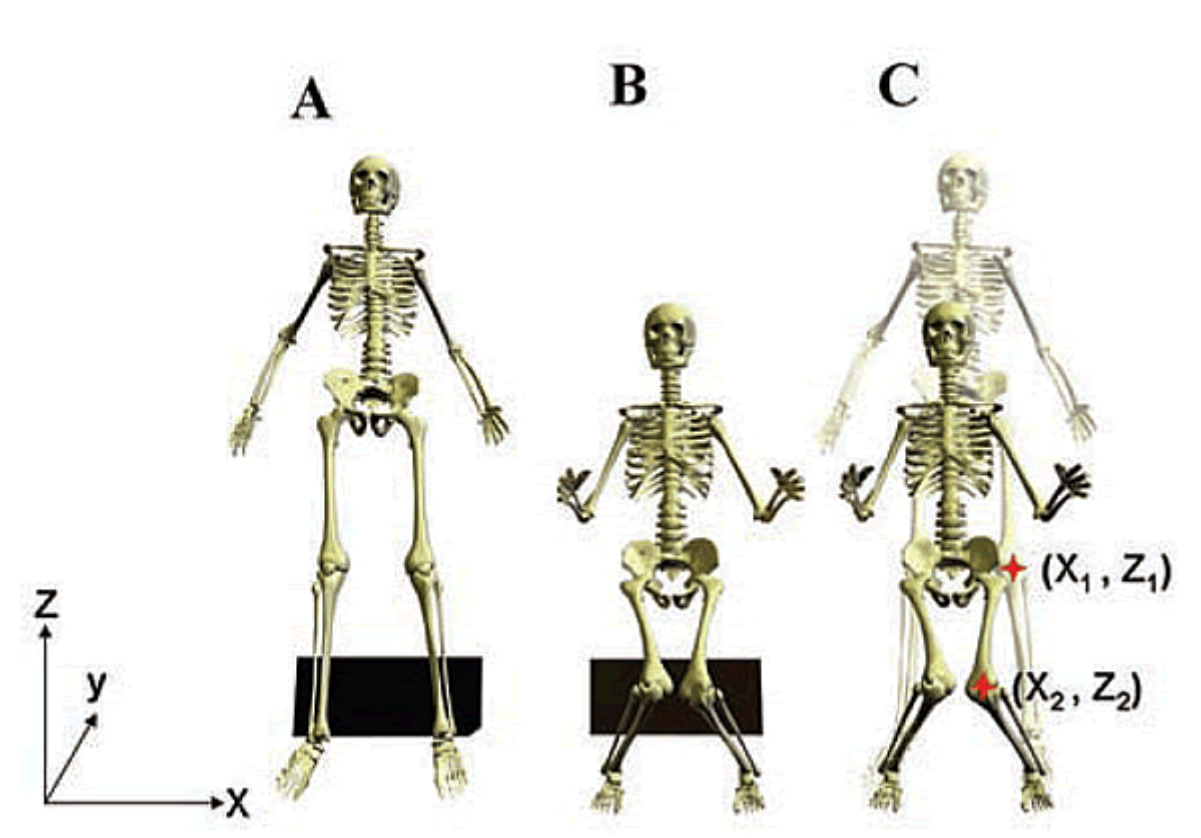

Figura 4. *A, ejemplo de medida inicial de la alineación de rodilla del plano frontal en una participante que realiza el salto vertical con caída. B, ejemplo de alineación de la rodilla de plano frontal tomado en la flexión máxima de rodilla durante la caída al suelo. C, la medida de desplazamiento calibrada entre las 2 alineaciones marcadas de la rodilla (X2-X1) es representativa de la cantidad de movimiento valgo de la rodilla durante el salto vertical con caída. (La figura fue creada en Poser 6.0. Smith Micro Software, Watsonville, California).*

Los ángulos de la articulación de la rodilla en 3D fueron calculados según la secuencia de rotación de Cardan/Euler.6 La fuerza de reacción del suelo y los datos cinemática fueron filtrados a través de un filtro Butterworth de cuarto orden de bajo paso a una frecuencia de corte de 12 Hz para minimizar el posible impacto de errores máximos.3
Se combinaron los datos de la cinemática con los datos de fuerza para calcular momentos de la articulación de la rodilla usando la dinámica inversa.2,40 Los momentos de la rodilla externos netos son reportados en este artículo y representan la carga externa en la articulación. El ángulo de la abducción de la rodilla y el momento de abducción externo son representados como valores negativos en base a la convención del análisis. Los datos de la cinemática y los datos cinéticos fueron exportados a MATLAB (MathWorks, Natick, Massachusetts), y el momento y el ángulo máximo de abducción de rodilla (negativo) se identificaron durante la fase de desaceleración de la fase de apoyo inicial del DVJ. La fase de desaceleración fue operacionalmente definida a partir del contacto de inicial (la primera fuerza vertical de reacción del suelo excedió los N 10) hasta la posición vertical más baja del centro de la masa corporal. El movimiento valgo de la rodilla fue calculado como el desplazamiento plano frontal de la rodilla desde el contacto de inicial hasta el final de la fase de desaceleración de la acción de caída del salto en profundidad (Figura 4). El ROM de la flexión de rodilla era calculado como el desplazamiento lateral de la rodilla durante la fase de apoyo del DVJ (Figura 5). Los datos del lado izquierdo se usaron para el análisis estadístico. El punto de corte usado para clasificar el estado de la variable dependiente (KAM alto) era de 21.74 N·m del KAM, que era en base a un modelo de predicción publicado de riesgo de lesión del LCA y el objetivo

para lograr una predicción sensible de un KAM alto. Usando esta clasificación, las participantes fueron dicotomizadas en KAM alto ("sí" o "no") como variable dependiente.

Biomecánica de la Caída Basada en lo Clínico — La biomecánica de la caída basada en lo clínico se obtuvo simultáneamente con un equipo de video estándar (Camcorder Panasonic de DV PV-DV601D y PV-GS250, Panasonic, Secaucus, New Jersey) durante las 5 pruebas registradas del DVJ. Se capturaron las imágenes de la secuencia de la caída del video registrado con un programa de libre distribución (Virtual-Dub, www.virtualdub.org) y los datos coordenados de la cinemática basada en lo clínico fueron compilados usando el software ImageJ (National Institutes of Health, Bethesda, Maryland [http://rsb.info.nih.gov/ij/). Específicamente, el ImageJ proveyó los datos coordinados del centro de la articulación de la rodilla en el eje x. Los datos coordenados del plano frontal de la rodilla se determinaron tanto en la posición de contacto inicial como en la posición máxima de valgo de la rodilla. Las coordenadas de la cinemática fueron exportadas al MATLAB donde la diferencia entre la posición de la coordenada (el eje x; Figura 4), registrada del cuadro de video justo antes del contacto inicial y la coordenada del desplazamiento máximo medial, fue calculada. La medición de la diferencia entre estos 2 puntos de datos de la coordenada se calibró a la distancia conocida y representaba el movimiento valgo de la rodilla (desplazamiento medial de la rodilla) (Figura 4). La vista del video de la camcorder del plano sagital fue usada para capturar los ángulos de la flexión de rodilla con el ImageJ como herramienta de medición angular. Los ángulos de la flexión de rodilla fueron medidos en el cuadro de video justo antes del contacto de inicial y de la flexión máxima de rodilla. El rango de movimiento de la flexión de rodilla fue calculado como las diferencias en la flexión de rodillas entre las 2 posiciones (Y1-Y2; Figura 5).

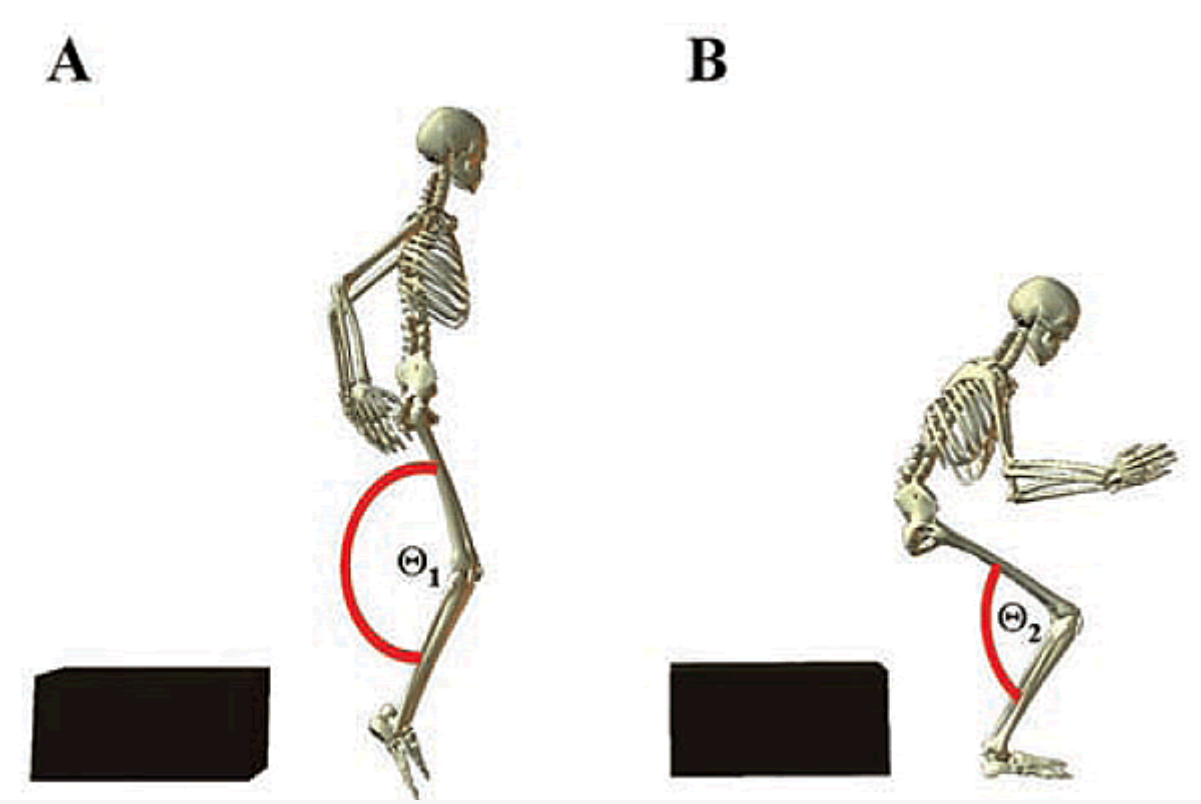

Figura 5. *A, ejemplo de medida inicial del ángulo de la flexión de rodilla del plano sagital (Θ1) mientras la participante realiza el salto vertical con caída. B, ejemplo del ángulo de flexión de rodilla del plano sagital tomado en la flexión máxima de rodilla (Θ2) durante la caída. El desplazamiento de la flexión de rodilla se encuentra calculando las diferencias en la posición de la flexión de rodilla entre las posiciones (Θ1-Θ2). (La figura fue creada en Poser 6.0. Smith Micro Software, Watsonville, California).*

Análisis estadístico

Se exportaron los datos con el SPSS para Windows, versión 16.0 (SPSS, Chicago, Illinois) y SAS versión 9.1 (SAS Institute, Cary, North Carolina) para los análisis estadísticos. La regresión logística multivariada fue empleada para validar la predicción del estado del KAM alto de las variables basadas en lo clínico subrogadas.
El modelo de regresión logístico usando un logitlink fue estimado. La exactitud predictiva del modelo de regresión de

multivariable se cuantificó con el uso de la estadística C que mide el área bajo la curva de la característica operativa del receptor. Un valor de P < .05 se usó como el punto de corte para contener al modelo; todas las variables asociadas con el bivariedad del resultado fueron consideradas para la inclusión en el modelo inicial.

RESULTADOS

Los intervalos de confianza (CI) al 95% y las medias para variables independientes usadas en el conjunto de datos confirmatorio (N = 100 participantes) se presentan en la Tabla 1. La predicción inicial de KAM alto que usó el análisis de regresión logístico en un conjunto de datos de entrenamiento fue realizado (N = 598).

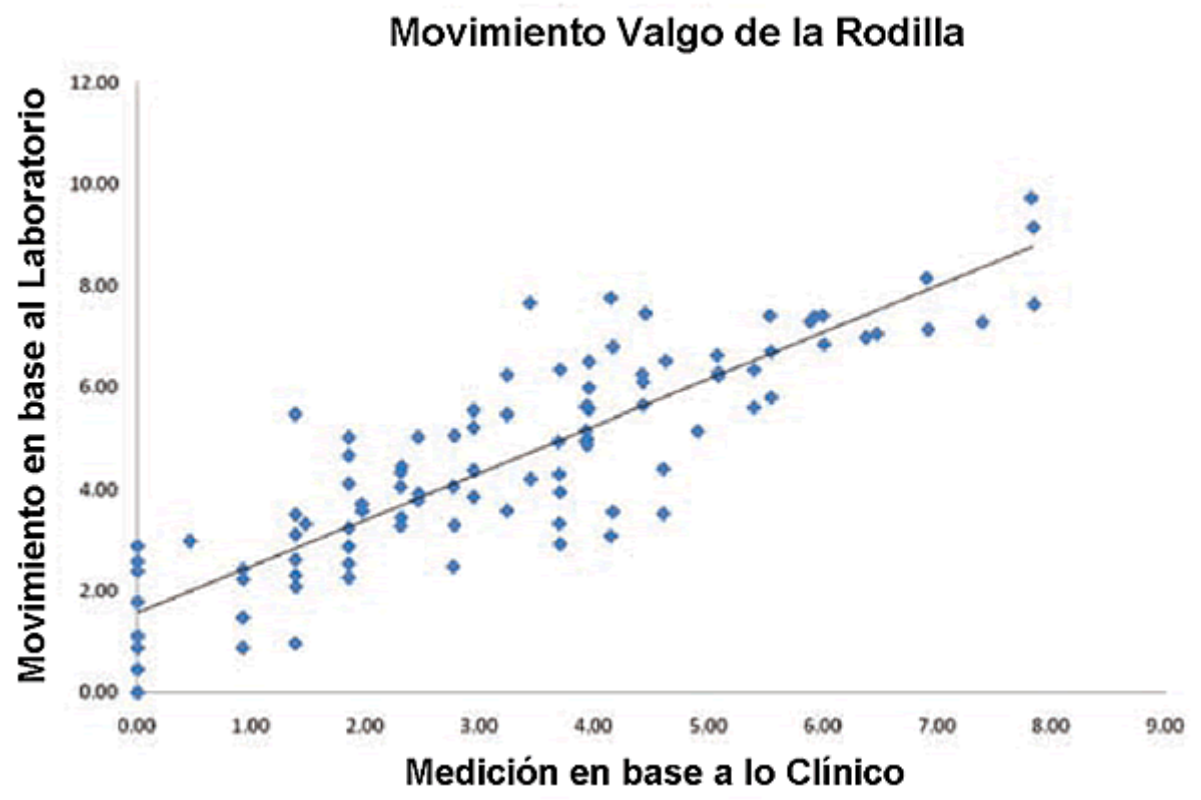

Figura 6. *El trazo de la correlación entre el movimiento valgo de la rodilla simultáneamente capturado con una cámara de video estándar en el plano frontal y con las técnicas de análisis de movimiento basadas en laboratorio.*

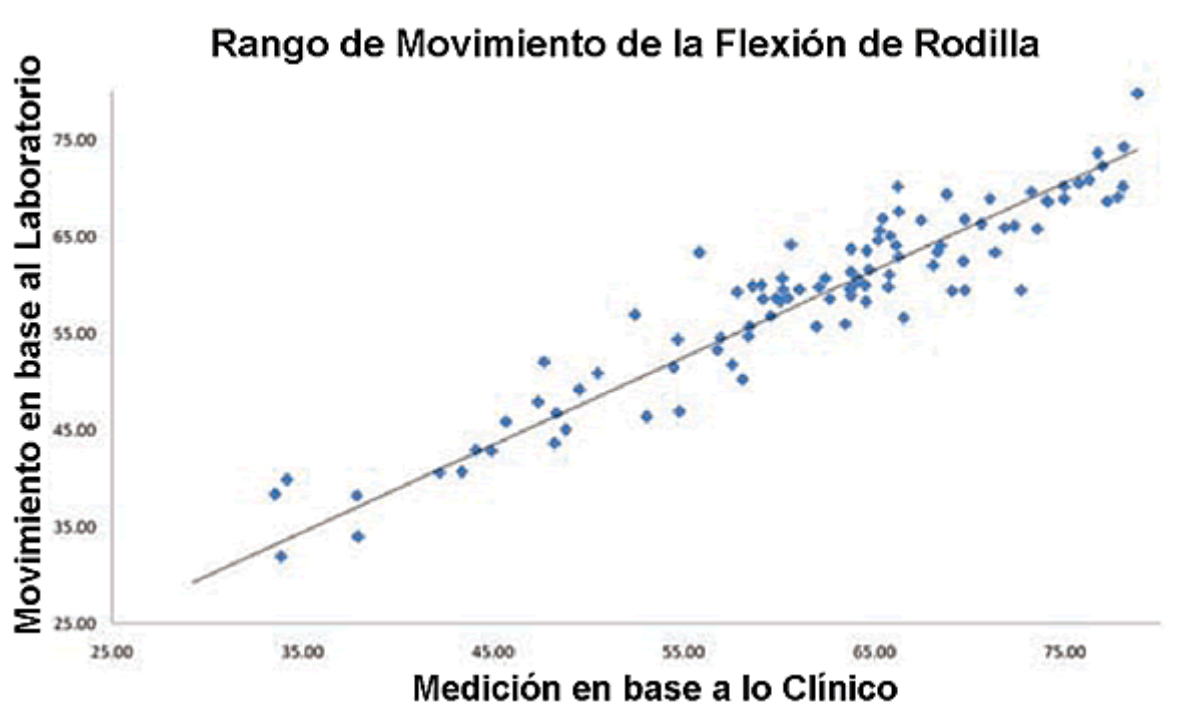

Figura 7. *El trazo de la correlación entre el rango de movimiento de la flexión de rodilla simultáneamente capturado con una cámara de video estándar en el plano sagital y con las técnicas de análisis de movimiento basadas en laboratorio durante el salto vertical con caída.*

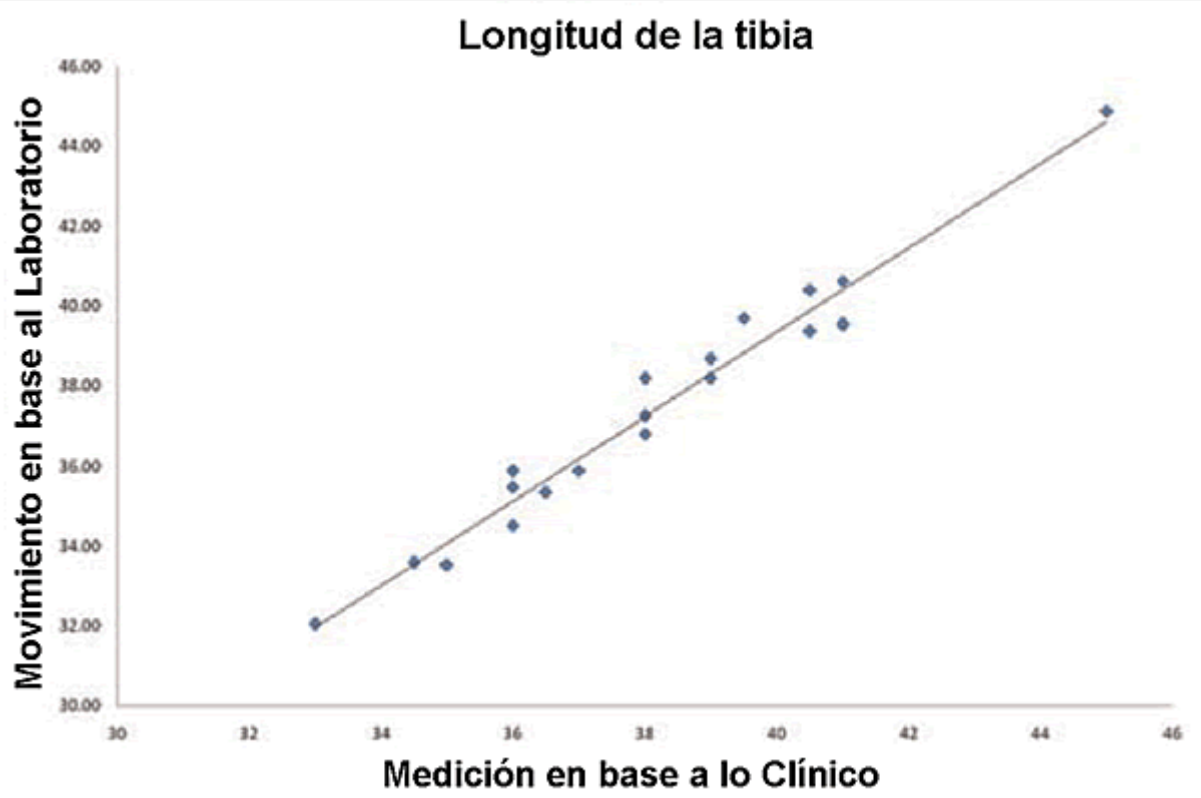

Figura 8. *El trazo de la relación de la longitud de la tibia medida por el médico respecto a la longitud de la tibia cuantificada durante la prueba de pie estática con análisis de movimiento basado en laboratorio.*

El modelo de predicción que incluyó (1) el movimiento valgo de la rodilla (proporción de desigualdad [OR, odds ratio], 1.59;

95% CI, 1.17-2.16 cm), (2) el rango de movimiento de la flexión de rodilla (OR, 0.94; 95% CI, 0.890°-1.00°), (3) la masa corporal (OR, 0.98; 95% CI, 0.94-1.03 kg), (4) la longitud de la tibia (OR, 1.55; 95% CI, 1.20-2.07 cm), y (5) proporción del cuádriceps a los isquiotibiales (1.70: 0.48%-6.0%), predijeron el estado de un KAM alto con el 84% de sensibilidad y el 67% especificidad (P <.001). Este modelo fue predictivo del estado de KAM alto con una estadística de C de 0.85.

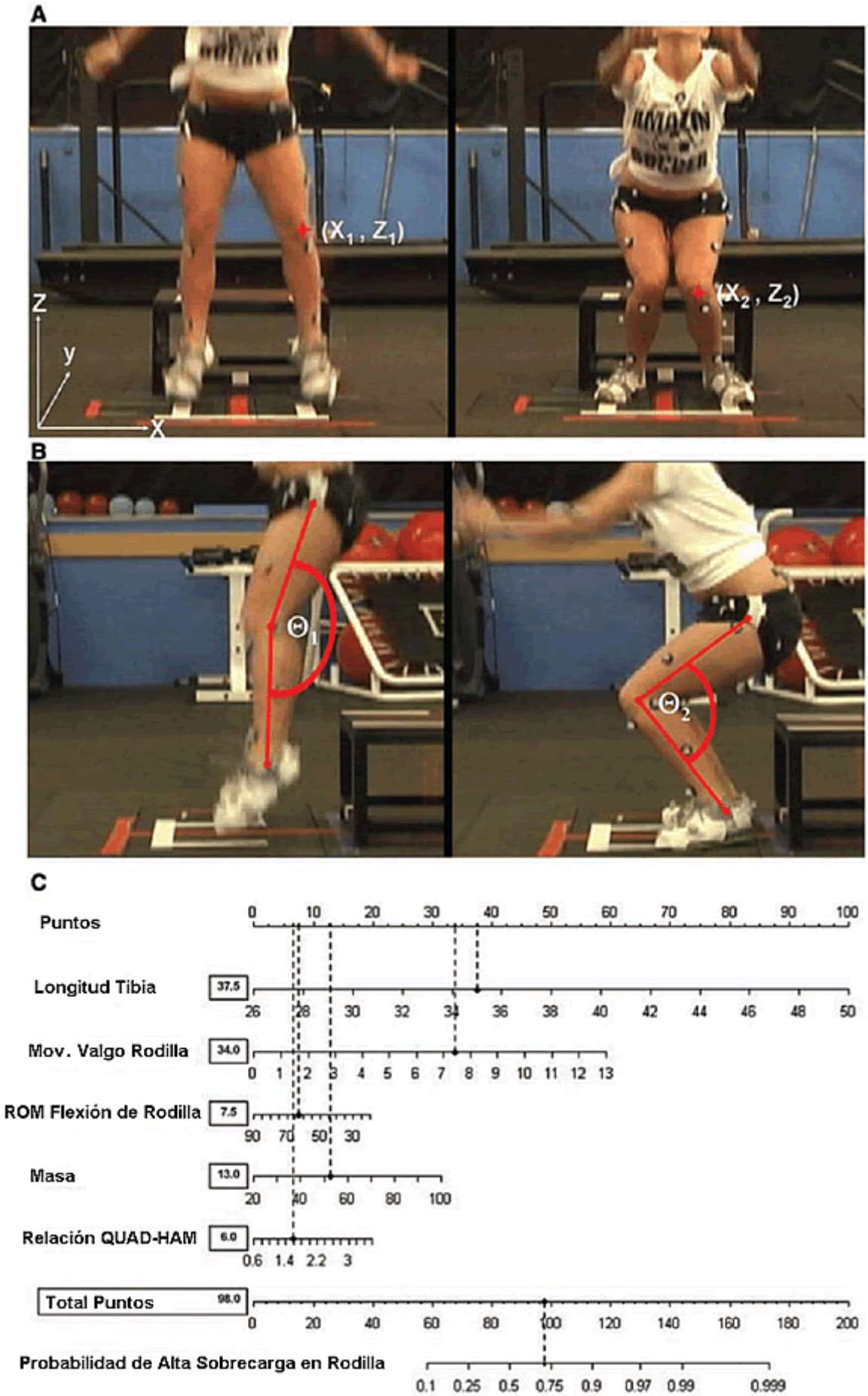

Figura 9. *Ejemplo de predicción de probabilidad para el momento alto de abducción de rodilla (KAM) a partir de las mecánicas*

medidas de una participante representativa durante la realización de un salto vertical con caída. A, el movimiento valgo de la rodilla durante el salto vertical con caída es calculado como la medida del desplazamiento entre las 2 alineaciones marcadas de la rodilla en el plano X medido antes del cuadro del contacto inicial y el cuadro con la flexión máxima de rodilla (X2-X1). B, el rango de movimiento de la flexión de rodilla durante el salto vertical con caída es calculado como la diferencia en el ángulo de la flexión de rodilla entre el contacto inicial y la posición de flexión máxima de rodilla (Θ1- Θ2). C, nomograma completado para la participante representativa (la longitud de la tibia, 35.0 cm; movimiento valgo de la rodilla, 7.4 cm; rango de movimiento de la flexión de rodilla, 65.8°; masa corporal, 52.2 kg; proporción del cuádriceps-a-isquiotibiales (QUAD-HAM) 1.55%). En base a sus mediciones demostradas, esta atleta tendría un 73% de probabilidad (98 puntos) de exhibir un KAM alto durante el salto vertical con caída. Su medida de KAM real para el salto vertical con caída presentado que se cuantificó simultáneamente con un análisis de movimientos 3D fue de 24.2 N·m de sobrecarga de abducción de rodilla.

La medición simultánea de variables independientes usando las técnicas basadas en lo clínico y basadas en laboratorio demostró una alta correlación que fue de .87 a .98 (P <.001). La correlación entre el movimiento valgo de la rodilla simultáneamente capturado con una cámara de video estándar en el plano frontal y con las técnicas de análisis de movimientos basadas en laboratorio, fue de r = .87 (Figura 6; P <.001). La Figura 7 presenta el trazo de la correlación entre el rango de movimiento de la flexión de rodilla simultáneamente el movimiento capturado con una cámara video estándar en el plano sagital y con técnicas de análisis de movimiento basadas en laboratorio que fue de r = .95 (P <.001). El trazo de la longitud de la tibia medida por los médicos a la longitud de la tibia cuantificada durante la prueba de pie estática con el análisis de movimiento basado en laboratorio se muestra en la Figura 8 (r = .98; P <.001).

	95% Intervalo de confianza para la Media			
	Media	Rebote inferior	Rebote Superior	Indicador subrogado de la Correlación Variable a Predictor[b] Primario
Ángulo de abducción de rodilla máximo, grad,	11.24	10.08	12.40	.40[b]
Movimiento valgo de la rodilla, cm[c],	4.15	3.74	4.55	
ROM de la flexión de rodillas ROM, grad[d],	59.93	57.77	62.09	N/A
Puntuación Z del BMI, no. de SD	0.34	0.17	0.52	.78[b]
Masa corporal, kg[c],	53.66	51.18	56.14	
Longitud de la tibia, cm[d],	35.91	35.41	36.41	N/A
Momento máximo del extensor de la rodilla, N·m,	97.38	90.94	103.82	.26[b]
Relación (ratio)[c] de Quad-Ham	1.54	1.45	1.62	

Tabla 1. *Medias, Intervalos de confianza de 95%, y Coeficientes de correlación para Variables del Indicador Independiente Usadas en el Conjunto de datos (N = 100) del Desarrollo del Modeloa.*

a - ROM, rango de movimiento; BMI, índice de masa corporal; SD, desviaciones estándar; Quad-Ham, relación cuádriceps a isquiotibiales; N/A, no aplicable.
b - La correlación es significativa en el nivel .01 (detrás de 2).
c - Substituto a indicadores basados en laboratorio empleados en el modelo de regresión basado en lo clínico.
d - Variables de indicador fueron incluidos en los modelos de regresión basados en laboratorio y basados en lo clínico.

DISCUSIÓN

El uso de medidas basadas en laboratorio de un KAM alto durante la caída de un salto pronostica el riesgo de lesión del LCA con una alta sensibilidad y especificidad en las atletas femeninas jóvenes.17 Sumado a esta evidencia, un estudio prospectivo de gran potencia de casi 5700 cadetes militares encontró que aquellos que sufrieron la lesión del LCA mostraban medidas basadas en laboratorio mayores relacionadas a un KAM alto al contacto de inicial durante la fase de la

caída de un DVJ (D.A. Padua, datos inéditos, 2009). Varias investigaciones han demostrado que las atletas mujeres muestran una propensión a mayores alineaciones de la extremidad inferior relacionadas a un KAM alto comparadas con los varones durante movimientos de caída y pivoteo, que se sugieren que son los mecanismos subyacentes que llevan a un mayor riesgo de lesión del LCA.** Por consiguiente, las alineaciones del KAM altas asociadas son muchas veces el mecanismo reportado asociado con la lesión del LCA.4,20,35

Acumulativamente, la literatura existente indica que la identificación y tratamiento de este factor de riesgo modificable puede producir finalmente una reducción deseada de la incidencia de lesión de LCA en las atletas mujeres competitivas. Sin embargo, la procuración de estas medidas predictivas requiere mediciones biomecánicas basadas en laboratorio de gran trabajo y costo que pueden usarse a menudo sólo para evaluar a atletas individuales. El actual estudio valida una herramienta de la valoración "adaptado especialmente para médicos" de la caída (basada en lo clínico) derivada de las mediciones basadas en laboratorio altamente predictivas que serían fáciles de usar y posibilitarían la oportunidad de un uso extendido en ambientes clínico y de campo.

Los substitutos basados en lo clínico proveyeron una correlación fuerte a sus pares de variables basadas en laboratorio que fueron de .87 a .98. Esta fuerte relación permitirá a los médicos obtener mediciones basadas en lo clínico confiadamente y fácilmente podrán emplear el algoritmo de riesgo de lesión del LCA para identificar a un atleta que demuestre un KAM alto y un mayor riesgo probablemente de lesión del LCA (Figura 2). 31 El nomograma adaptado especialmente para médicos que se desarrolló del análisis de la regresión puede usarse para pronosticar la probabilidad de mostrar un KAM alto en la mecánica de la caída del salto en base a las medidas basadas en lo clínico descritas de longitud de la tibia (Figura 3), movimiento valgo de la rodilla (Figura 4), rango de movimiento de la flexión de rodilla (Figura 5), masa corporal, y proporción Quad-Ham.

Uso del Algoritmo de Predicción

Para usar el nomograma de predicción, uno debe poner un borde recto verticalmente de tal manera que toque la variable designada en el eje para cada indicador, y registrar el valor en que cada uno de los 5 indicadores que se provee en el eje de "los puntos" al tope del diagrama. Todo los puntos registrados entonces se suman y este valor se localiza sobre la línea de "los puntos totales" con un borde recto. Una línea vertical deducida abajo de la línea de los puntos total al "la probabilidad" la línea identificará la probabilidad que el atleta demostrará KAM alto durante el DVJ en base a las variables predictivas utilizadas. La Figura 9 proporciona un nomograma completo para un participante representativo con las siguientes mediciones: longitud de la tibia, 35.0 cm; movimiento valgo de la rodilla, 7.4 cm [Figura 9A]; ROM de la flexión de rodillas, 65.8° [Figura 9B]; masa corporal, 52.2 kg; proporción Quad-Ham, 1.55%). En base a ella, las mediciones demostraron que este participante tendría un 73% de chance (98 puntos en total de las notas del nomograma) de mostrar un KAM alto durante un salto DVJ. Su medida real de KAM durante el DVJ presentado, que se cuantificó simultáneamente con un análisis 3D de los movimientos fue de 24.2 N·m de carga de abducción de rodilla.

Algunos ambientes clínicos no pueden tener un aparato de evaluación isocinética que esté fácilmente disponible. En este caso una medida subrogada de Quad-Ham puede ser empleada la que era definida usando el análisis de línea de regresión para pronosticar la proporción Quad-Ham en base a la masa corporal del atleta. La medida de Quad-Ham subrogada puede obtenerse multiplicando la masa del atleta mujer por 0.01 y el valor resultante agregado a 1.10. Si una mayor simplicidad se desea, el valor medio de 1.53 puede sustituirse en el algoritmo de predicción para la proporción QuadHam.

Método Algorítmico para dirigir el Entrenamiento Neuromuscular para Atletas De Alto Riesgo

La investigación respecto a los resultados que se relacionan a las mecánicas subyacentes a un KAM alto ha llevado al desarrollo de intervenciones específicas de entrenamiento neuromuscular diseñadas para reducir los factores de riesgo, particularmente en las atletas mujeres.16,21,28,32,33,38 La evidencia inicial indica que es probable que estos programas reduzcan la posibilidad de lesión del LCA en las atletas mujeres.12 Sin embargo, los recientes hallazgos también indican que a pesar de la educación extendida e institución de las intervenciones sobre la lesión del LCA durante los recientes años, las atletas mujeres que participan en deportes de alto riesgo no han disminuido su incidencia de lesión.1 La disparidad entre los resultados positivos basados en laboratorio y los efectos reales en los resultados de la lesión en las poblaciones femeninas de alto riesgo hace pensar en un eslabón perdido entre la evidencia de la investigación actual y la aplicación clínica apropiada de intervenciones.

La investigación actual provee el próximo paso crítico para fusionar este hueco entre los resultados de la investigación y las prácticas clínicas con la presentada herramienta de valoración basada en lo clínico. La simplicidad y el disminuido equipo y costo de mano de obra (respecto a valoraciones basadas en laboratorio que pueden exceder los u$1000 por atleta) asociado con el uso de esta herramienta, la identificación de atletas de con riesgo alto de lesión del LCA puede facilitarse en una base más extendida en ambientes clínicos y ambientes de campo.

Otra razón potencial para la disparidad entre las reducciones positivas en los factores de riesgo (por ejemplo, KAM

reducido) basadas en laboratorio y los resultados reales de la incidencia de lesión en el LCA, pueden relacionarse a la dificultad en la aplicación de las técnicas previamente encontradas que tengan éxito en alterar la biomecánica y/o riesgo de lesión. Las intervenciones actualmente usadas a menudo en los métodos de prevención de lesiones del LCA involucran entrenamiento basado en equipo, lo que requiere más tiempo y espacio y pueden ser percibidos por técnicos o jugadores para disminuir a partir del entrenamiento específico de habilidad deportiva.

Tales restricciones pueden desalentar a los entrenadores de instituir intervenciones para la lesión del LCA dentro de sus programas de entrenamiento de pretemporada o de temporada.14,23,34 sin embargo, si los métodos de valoración de pretemporada basados en lo clínico como el empleado en el actual estudio (Figura 9), podrían identificar a un atleta que está en alto riesgo para una lesión del LCA, los técnicos podrían implementar y permanecer comprometidos a programas de prevención de lesiones para los atletas identificados de alto riesgo.

Un paso importante para el tratamiento de un mecanismo de lesión particular es la aplicación apropiada de un tratamiento identificado para la población en riesgo. Teóricamente, a través de la identificación de atletas mujeres en mayor riesgo para la lesión del LCA, el número de atletas que necesitarían ser tratados para prevenir una lesión del LCA podría reducirse sustancialmente. Como fue mencionado previamente, los actuales programas de entrenamiento neuromuscular no dirigidos requieren la aplicación a 89 atletas mujeres para prevenir 1 lesión del LCA.11 La herramienta de valoración basada en lo clínico actual puede aumentar la eficiencia del entrenamiento neuromuscular drásticamente si fuera a ser dirigido a las atletas mujeres con KAM altos. Los resultados de la investigación actual pueden ayudar en la diseminación de técnicas de valoración requeridas para la aplicación de intervenciones de entrenamiento neuromuscular identificadas para poblaciones de alto riesgo.

Limitaciones

La lesión del ligamento cruzado anterior en las atletas mujer tiene un origen multi-factorial probablemente. Los datos epidemiológicos anteriores indican que la activación muscular alterada u otros factores intrínsecos (como los parámetros anatómicos, hormonales, y potencialmente psicológicos) pueden contribuir al riesgo de lesión del LCA, pero no están incluidos en los modelos de predicción evaluados. Sin embargo, el modelo de predicción incorpora medidas clínicamente obtenibles de rodilla valga, del rango de movimiento de la flexión de rodilla, de la masa corporal, de la longitud de la tibia, y de la relación Quad-Ham, que han sido todos relacionados al mayor riesgo de lesión del LCA en informes epidemiológicos prospectivos y retrospectivos previos.4,17,39

Otra limitación para considerar el algoritmo de predicción desarrollado es que fue influenciado para la predicción sensible de un KAM alto. Aunque el tratamiento (el entrenamiento neuromuscular) para el entrenamiento de un KAM alto tiene muy poco riesgo físico, hay riesgo psicológico y social potencial al identificar a ciertas atletas jóvenes falsamente como estar en alto riesgo para la lesión del LCA. Es posible que en algunos casos, las atletas estarían menos inclinadas a incluirse en una participación en su deporte una vez que ellas hayan sido identificadas como de alto riesgo. Por consiguiente, deben prepararse médicos para emplear el algoritmo de predicción actual para aconsejar a las atletas con un mensaje claro de que los entrenamientos neuromusculares pueden ser muy eficaces en aquellas que son clasificadas como de alto riesgo, y esos entrenamientos neuromusculares también pueden proveer adaptaciones beneficiosas igualando a aquellas clasificadas como de riesgo bajo.18,25,27-29,33,37 En suma, los médicos deben aconsejar a las atletas clasificadas como de alto riesgo con una fuerte evidencia de que los entrenamientos neuromusculares pueden reducir su riesgo de lesión futura.10,12

Esfuerzos para validar aún más el algoritmo basado en lo clínico, actualmente investigado para determinar su confiabilidad y exactitud para pronosticar el riesgo de lesión del LCA, están garantizados. Es más, la investigación futura es necesaria para delinear los métodos de entrenamiento más eficaces en mujeres designadas que muestren un KAM alto en la mecánica de la caída de un salto, para mejorar aún más los potenciales efectos profilácticos.

CONCLUSIÓN

Considerado el debilitamiento de corto y largo plazo asociado con la lesión del LCA sin contacto, la prevención de tales lesiones es crucial. El actual estudio trata la posibilidad mayor de reducir la lesión del LCA y potencialmente el riesgo de osteoartritis a largo plazo vía la identificación de medidas clínicas simples que pueden usarse para evaluar un KAM alto en la mecánica de la caída de un salto.

Específicamente, nosotros hemos definido técnicas basadas en lo clínico usando camcorders de 2-dimensiones disponible en lugar de sistemas de análisis de movimientos basados en laboratorio para identificar a atletas con un KAM alto en la mecánica de la caída de un salto. Las resultantes técnicas de valoración basadas en lo clínico, en combinación con el

algoritmo de predicción presentado, permiten una identificación 'económica' de atletas que exhiben un KAM alto y están en mayor riesgo de lesión. La simplicidad y exactitud combinadas de la herramienta basada en lo clínico presentada, puede facilitar su uso en una base extendida que aumentaría la eficacia y eficiencia de estrategias en la prevención de la lesión del LCA sin contacto entre las atletas mujeres jóvenes.

REFERENCIAS

1. Agel J, Arendt EA, Bershadsky B (2005). Anterior cruciate ligament injury in national collegiate athletic association basketball and soccer: a 13-year review. *Am J Sports Med; 33(4):524–530*
2. Andriacchi, TP.; Natarajan, RN.; Hurwitz, DE (1997). Musculoskeletal dynamics, locomotion, and clinical applications. In: Mow, VC.; Hayes, WC., editors. Basic Orthopaedic Biomechanics. 2nd ed. Lippincott-Raven. *Philadelphia, PA. p. 37-68*
3. Bisseling RW, Hof AL (2006). Handling of impact forces in inverse dynamics. *J Biomech; 39(13): 2438–2444*
4. Boden BP, Dean GS, Feagin JA, Garrett WE (2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics; 23(6):573–578*
5. Chappell JD, Yu B, Kirkendall DT, Garrett WE (2002). A comparison of knee kinetics between male and female recreational athletes in stop-jump tasks. *Am J Sports Med; 30(2):261–267*
6. Cole GK, Nigg BM, Ronsky JL, Yeadon MR (1993). Application of the joint coordinate system to three-dimensional joint attitude and movement representation: a standardization proposal. *J Biomech Eng; 115(4A):344–349*
7. Ford KR, Myer GD, Hewett TE (2007). Reliability of landing 3D motion analysis: implications for longitudinal analyses. *Med Sci Sports Exerc; 39(11):2021–2028*
8. Ford KR, Myer GD, Hewett TE (2003). Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. *Med Sci Sports Exerc; 35(10):1745–1750*
9. Ford KR, Myer GD, Smith RL, Vianello RM, Seiwert SL, Hewett TE (2006). A comparison of dynamic coronal plane excursion between matched male and female athletes when performing single leg landings. *Clin Biomech (Bristol, Avon); 21(1):33–40*
10. Gilchrist J, Mandelbaum BR, Melancon H, et al (2008). A randomized controlled trial to prevent noncontact anterior cruciate ligament injury in female collegiate soccer players. *Am J Sports Med; 36(8):1476–1483*
11. Grindstaff TL, Hammill RR, Tuzson AE, Hertel J (2006). Neuromuscular control training programs and noncontact anterior cruciate ligament injury rates in female athletes: a numbers-needed-to-treat analysis. *J Athl Train; 41(4):450–456*
12. Hewett TE, Ford KR, Myer GD (2006). Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: part 2, a meta-analysis of neuromuscular interventions aimed at injury prevention. *Am J Sports Med; 34(3):490–498*
13. Hewett TE, Ford KR, Myer GD, Wanstrath K, Scheper M (2006). Gender differences in hip adduction motion and torque during a single leg agility maneuver. *J Orthop Res; 24(3):416–421*
14. Hewett TE, Lindenfeld TN, Riccobene JV, Noyes FR (1999). The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes: a prospective study. *Am J Sports Med; 27(6): 699–706*
15. Hewett TE, Myer GD, Ford KR (2004). Decrease in neuromuscular control about the knee with maturation in female athletes. *J Bone Joint Surg Am; 86(8):1601–1608*
16. Hewett TE, Myer GD, Ford KR (2005). Reducing knee and anterior cruciate ligament injuries among female athletes: a systematic review of neuromuscular training interventions. *J Knee Surg; 18(1):82–88*
17. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, et al (2005). Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *Am J Sports Med; 33(4):492–501*
18. Hewett TE, Stroupe AL, Nance TA, Noyes FR (1996). Plyometric training in female athletes: decreased impact forces and increased hamstring torques. *Am J Sports Med; 24(6):765–773*
19. Kernozek TW, Torry MR, Van Hoof H, Cowley H, Tanner S (2005). Gender differences in frontal and sagittal plane biomechanics during drop landings. *Med Sci Sports Exerc; 37(6):1003–1013*
20. Krosshaug T, Nakamae A, Boden BP, et al (2007). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball: video analysis of 39 cases. *Am J Sports Med; 35(3):359–367*
21. Lephart SM, Abt JP, Ferris CM, et al (2005). Neuromuscular and biomechanical characteristic changes in high school athletes: a plyometric versus basic resistance program. *Br J Sports Med; 39(12): 932–938*
22. Malinzak RA, Colby SM, Kirkendall DT, Yu B, Garrett WE (2001). A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. *Clin Biomech (Bristol, Avon); 16(5):438–445*
23. Mandelbaum BR, Silvers HJ, Watanabe D, et al (2005). Effectiveness of a neuromuscular and proprioceptive training program in preventing the incidence of ACL injuries in female athletes: two-year follow up. *Am J Sport Med; 33(6):1003–1010*
24. McLean SG, Huang X, Su A, van den Bogert AJ (2004). Sagittal plane biomechanics cannot injure the ACL during sidestep cutting. *Clin Biomech (Bristol, Avon); 19:828–838*
25. Myer GD, Brent JL, Ford KR, Hewett TE (2008). A pilot study to determine the effect of trunk and hip focused neuromuscular training on hip and knee isokinetic strength. *Br J Sports Med; 42(7): 614–619*
26. Myer GD, Ford KR, Foss KD Barber, Liu C, Nick TG, Hewett TE (2009). The relationship of hamstrings and quadriceps strength to anterior cruciate ligament injury in female athletes. *Clin J Sport Med; 19(1):3–8*
27. Myer GD, Ford KR, Brent JL, Hewett TE (2005). The effects of plyometric versus dynamic balance training on landing force and center of pressure stabilization in female athletes. *Br J Sports Med; 39(6):397*
28. Myer GD, Ford KR, Brent JL, Hewett TE (2006). The effects of plyometric versus dynamic balance training on power, balance and

landing force in female athletes. *J Strength Cond Res; 20(2): 345–353*
29. Myer GD, Ford KR, Brent JL, Hewett TE (2007). Differential neuromuscular training effects on ACL injury risk factors in "high-risk" versus "low-risk" athletes. *BMC Musculoskelet Disord; 8:39*
30. Myer GD, Ford KR, Khoury J, Succop P, Hewett TE (2010). Biomechanics laboratory-based prediction algorithm to identify female athletes with high knee loads that increase risk of ACL injury. *Br J Sports Med. In press*
31. Myer GD, Ford KR, Khoury J, Succop P, Hewett TE (2010). Clinical correlates to laboratory measures for use in non-contact anterior cruciate ligament injury risk prediction algorithm . *[June 4]. Clin Biomech*
32. Myer GD, Ford KR, McLean SG, Hewett TE (2006). The effects of plyometric versus dynamic stabilization and balance training on lower extremity biomechanics. *Am J Sports Med; 34(3):445–455*
33. Myer GD, Ford KR, Palumbo JP, Hewett TE (2005). Neuromuscular training improves performance and lower-extremity biomechanics in female athletes. *J Strength Cond Res; 19(1):51–60*
34. Myklebust G, Engebretsen L, Braekken IH, Skjolberg A, Olsen OE, Bahr R (2003). Prevention of anterior cruciate ligament injuries in female team handball players: a prospective intervention study over three seasons. *Clin J Sport Med; 13(2):71–78*
35. Olsen OE, Myklebust G, Engebretsen L, Bahr R (2004). Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis. *Am J Sports Med; 32(4):1002–1012*
36. Pappas E, Hagins M, Sheikhzadeh A, Nordin M, Rose D (2007). Biomechanical differences between unilateral and bilateral landings from a jump: gender differences. *Clin J Sport Med; 17(4): 263–268*
37. Paterno MV, Myer GD, Ford KR, Hewett TE (2004). Neuromuscular training improves single-limb stability in young female athletes. *J Orthop Sports Phys Ther; 34(6):305–317*
38. Pollard CD, Sigward SM, Ota S, Langford K, Powers CM (2006). The influence of in-season injury prevention training on lower-extremity kinematics during landing in female soccer players. *Clin J Sport Med; 16(3):223–227*
39. Uhorchak JM, Scoville CR, Williams GN, Arciero RA, St Pierre P, Taylor DC (2003). Risk factors associated with noncontact injury of the anterior cruciate ligament: a prospective four-year evaluation of 859 West Point cadets. *Am J Sports Med; 31(6):831–842*
40. Winter, DA (1990). Biomechanics and Motor Control of Human Movement. 2nd ed. John Wiley & Sons. *New York, NY. p. 91-95*
41. Zeller BL, McCrory JL, Kibler WB, Uhl TL (2003). Differences in kinematics and electromyographic activity between men and women during the single-legged squat. *Am J Sports Med; 31(3): 449–456*

Cita Original

Gregory D. Myer, Kevin R. Ford, Jane Khoury, Paul Succop, and Timothy E. Hewett (2010). Development and Validation of a Clinic-Based Prediction Tool to Identify Female Athletes at High Risk for Anterior Cruciate Ligament Injury; Am J Sports Med. October; 38(10): 2025–2033