

Article

# Efectos del Programa de Fortalecimiento Muscular de Cadera en Respuestas Funcionales de Atletas Sometidos a la Reconstrucción del Ligamento Cruzado Anterior

Borin SH, Bueno B, Gonelli PRG y Moreno MA

*Programa de Posgrado en Ciencias del Movimiento Humano, Universidad Metodista de Piracicaba (UNIMEP), Piracicaba, SP, Brasil*

## RESUMEN

Borin SH, Bueno B, Gonelli PRG, Moreno MA. Efectos del Programa de Fortalecimiento Muscular de Cadera en Respuestas Funcionales de Atletas Sometidos a la Reconstrucción del Ligamento Cruzado Anterior. JEPonline 2017;20(3):79-87. El propósito de este estudio fue evaluar los efectos de un programa específico de entrenamiento muscular de cadera sobre las respuestas funcionales de atletas sometidos a reconstrucción del ligamento cruzado anterior (LCA). El método de evaluación consistió en 26 atletas de ambos géneros que presentaban valgo dinámico de rodilla. Se dividieron en dos grupos: un grupo de control (GC, n = 10) y un grupo de entrenamiento (GE, n = 16). Todos los atletas fueron sometidos a dos evaluaciones de variables relacionadas con el salto vertical (altura y potencia) y el ángulo de la rodilla (KV1 y KV2) de la extremidad inferior sometida a cirugía, siendo la primera evaluación en el pre-entrenamiento y la segunda en el post-entrenamiento. El programa de entrenamiento para la musculatura de la cadera fue realizado por atletas del grupo de entrenamiento (GE), que se realizó en 12 semanas en sesiones de 45 minutos, 3 veces•sem-1. Los resultados mostraron que el grupo de entrenamiento (GE) sólo mejoró significativamente en las variables de salto vertical: Altura ( $27,1 \pm 5,6$  cm versus  $28,4 \pm 5,3$  cm), Potencia Total ( $3056,4 \pm 560,9$  w vs.  $3149,2 \pm 549,1$  w) y Potencia Relativa ( $38,3 \pm 3,8$  vs.  $39,1 \pm 3,7$  w), y una reducción significativa relacionada con los ángulos de la rodilla (KV1:  $26 \pm 3,3$  vs  $15,9 \pm 3,5$  grados, KV2:  $25,4 \pm 3,3$  vs  $16,3 \pm 3$  grados). Los hallazgos indican que el programa de entrenamiento para la musculatura de la cadera de los atletas después de la reconstrucción del LCA promovió adaptaciones beneficiosas en altura y potencia de salto, así como el ángulo de valgo dinámico.

**Palabras Clave:** Ligamento Cruzado Anterior, Atletas, Entrenamiento Funcional

# INTRODUCCIÓN

---

Las lesiones del ligamento cruzado anterior (LCA) se encuentran entre las más graves en deportes, especialmente en deportes que a menudo requieren movimientos de aceleración-desaceleración rotacional y paradas rápidas en la articulación de la rodilla. La ruptura del LCA altera la cinemática de la rodilla que conduce a la inestabilidad con discapacidad funcional y dolor (10). Uno de los factores que pueden contribuir a las lesiones de la articulación de rodilla es la incapacidad del atleta para mantener una buena alineación dinámica entre los segmentos corporales de los miembros inferiores en los planos frontal y transversal durante la práctica deportiva (6,20). Hewett et al. (12) demostraron que la presencia de valgo dinámico de rodilla es un predictor importante para la rotura del LCA en atletas. Este cambio de alineación dinámica impone fuerzas de rotación y de cizallamiento en la articulación de la rodilla y genera un aumento en la sobrecarga del LCA (15). La presencia de valgo puede alterar dinámicamente la alineación de la rodilla, causando importantes alteraciones biomecánicas y funcionales que resultan en el estrés del LCA (17).

La presencia de valgo dinámico así como la aparición de lesiones fémoro-patelares y fémoro-tibiales están relacionadas con debilidad de los músculos abductores y rotadores laterales de la cadera (1,4). La aducción femoral excesiva durante actividades dinámicas puede resultar en debilidad de los músculos abductores de la cadera y el glúteo medio. La aducción y la rotación medial del fémur durante las actividades funcionales producen un aumento del ángulo Q, dando lugar a un aumento del valgo dinámico de la rodilla (24). La función principal del músculo glúteo medio es estabilizar la pelvis y controlar el movimiento del fémur durante el movimiento dinámico de los miembros inferiores (9).

Por lo tanto, un enfoque clínico para minimizar la disfunción de la cadera, como el glúteo medio, puede mejorar significativamente la cinemática de las extremidades inferiores, prevenir lesiones, mejorar el rendimiento atlético y, en consecuencia, reducir el dolor (27). Por lo tanto, el objetivo de este estudio fue evaluar los efectos de un programa de entrenamiento específico para la musculatura de la cadera sobre las alteraciones funcionales de atletas de ambos géneros sometidos a cirugía de reconstrucción del LCA.

## MÉTODOS

---

### Sujetos

Se trata de un estudio intervencional, longitudinal y controlado que siguió las recomendaciones específicas para la investigación experimental con seres humanos de acuerdo con las normas del respectivo consejo (Resolución CNS 466/12), aprobada por el Comité de Ética en Investigación de la Institución (47/2014). Todos los atletas firmaron el Formulario de Consentimiento Libre e Informado. Inicialmente, 43 atletas físicamente activos de ambos géneros entre 18 y 30 años de edad fueron sometidos a cirugía de LCA. Los atletas fueron sometidos a un plan convencional de tratamiento fisioterapéutico. También estaban realizando sus actividades físicas sin restricción física.

Todos los atletas fueron divididos en dos grupos. El grupo de control (GC) estuvo formado por atletas que participaron únicamente en las evaluaciones. No recibieron ningún tipo de tratamiento durante el protocolo experimental. Los atletas del grupo de entrenamiento (GE) participaron en las evaluaciones, así como en el programa de entrenamiento específico para la musculatura de la cadera.

Los criterios de elegibilidad consistieron en atletas sometidos a ligamentoplastia de LCA mediante la técnica del semitendinoso y el recto interno, y que presentaron valgo dinámico de al menos 15°. Como criterios de inclusión, fueron: (a) sometido a la técnica de reconstrucción del LCA mediante injertos del tendón semitendinoso y recto interno; (b) realizado el 100% del tratamiento fisioterapéutico convencional de la reconstrucción del LCA; (c) practicar ya sus actividades deportivas por lo menos 6 meses después del final del tratamiento; y (d) no mostrar o no ser afectado por lesiones osteomioarticulares después del retorno a las actividades. Además, 6 meses antes del protocolo experimental, los atletas no tuvieron enfermedades pulmonares, metabólicas, cardíacas y/o degenerativas. Por último, no eran fumadores y no tomaban medicamentos que pudieran interferir con las variables del estudio. Después de la medición de estos parámetros, 17 atletas fueron excluidos, 26 atletas cumplieron con los criterios de inclusión (GC = 10, GE = 16).

Este estudio utilizó el software GPower (versión 3.1.3) para el cálculo del tamaño de la muestra. Se utilizó un nivel alfa de 0,05 con una potencia estadística del 80%, lo que resultó en un número mínimo de 15 sujetos en cada grupo, considerando el análisis de varianza para mediciones repetidas. Las características de la muestra se presentan en la Tabla 1. No se observaron diferencias entre los grupos.

**Tabla 1.** Características de la Muestra. (Datos expresados como media  $\pm$  DE).

	<b>Grupo de Control</b> (n = 10)	<b>Grupo de Entrenamiento</b> (n = 16)	<b>Valor P</b>
<b>Género (M/F)</b>	6/4	12/4	0.53
<b>Masa Corporal (kg)</b>	67.2 $\pm$ 5.8	66.7 $\pm$ 4.4	0.80
<b>Altura (cm)</b>	173.6 $\pm$ 5	17.8 $\pm$ 4.8	0.71
<b>IMC (kg·m<sup>-2</sup>)</b>	19 $\pm$ 1	18.9 $\pm$ 1	0.79
<b>Tiempo Luego de la Cirugía (meses)</b>	28.3 $\pm$ 16	19.5 $\pm$ 15.8	0.18

*M* = Masculino; *F* = Femenino; *IMC* = Índice de Masa Corporal

## Procedimientos

El protocolo de evaluación se realizó en una sala calentada artificialmente de manera que la temperatura y la humedad relativa del aire variaron entre 22 y 24°C y 40 y 60%, respectivamente. Todos los atletas fueron sometidos a dos evaluaciones. La primera evaluación fue la evaluación pre-entrenamiento. La segunda evaluación tuvo lugar después del período de entrenamiento, que duró 12 semanas, que consistió en sesiones de 45 minutos 3 veces-sem-1.

Los atletas estaban familiarizados con el entorno del laboratorio, con los investigadores y con el protocolo experimental al que serían sometidos. Se recomendó que los atletas evitaran el ejercicio físico vigoroso el día antes del examen.

## Evaluación de Altura Vertical de Salto y Potencia

Con el fin de evaluar la fuerza explosiva de los miembros inferiores, la técnica del Counter Movement Jump (CMJ) se utilizó con ayuda de los brazos. El CMJ se realizó de acuerdo con el protocolo propuesto por Bosco (2) en el que el atleta se mantuvo de pie con el tronco erecto y las rodillas en 180° de extensión. Luego, las rodillas se flexionaron a ~120° seguido por la extensión de las rodillas que empujaron el cuerpo verticalmente. Las rodillas permanecieron en extensión durante la fase de vuelo. El intervalo entre intentos fue de 10 seg. Se hicieron tres intentos de los cuales se registró el mejor salto. Para el análisis de saltos, se utilizó una plataforma de contacto CEFISE®, que se conectó al Jump System®.

## Evaluación del Ángulo de Valgo Dinámico de Proyección Frontal de Rodilla

Para evaluar el ángulo de proyección frontal de rodilla en las actividades de sentadillas y saltos, se fijaron marcadores reflectantes en las espinas ilíacas anterosuperiores (EIAS), el epicóndilo medial y lateral de la rodilla y el punto medio entre el maléolo medial y lateral del tobillo (anterior). A continuación se le pidió al atleta que realizara una sentadilla de una pierna hasta 60° de flexión de rodilla (5). Esta angulación fue previamente determinada por el evaluador con un goniómetro, y luego se colocó un soporte en la pared al nivel de la región glútea del atleta que se utilizó como referencia para la posición de 60° de flexión de la rodilla (KV1). El atleta también realizó tres saltos verticales unipodales con las manos colocadas en la cintura (KV2). Se requirió un intervalo de 30 segundos entre cada uno de los saltos. Las sentadillas y los saltos fueron filmados para su posterior análisis.

La alineación de tibia-antepié (ATA) se determinó mediante el análisis de imágenes, utilizando el software Simi Motion Twinner®. El ángulo de alineación entre la tibia y el antepié se definió como el ángulo formado por la línea de bisección de la tibia y la línea bajo la tibia situada en la región metatarsofalángica, correspondiente al antepié. Este análisis se realizó en tres imágenes para obtener el ángulo medio de ATA.

Para determinar el valgo dinámico (FKPA), se analizaron los vídeos de sentadilla (KV1) y de salto (KV2) en el software Simi Motion Twinner®. El FKPA fue definido por la unión entre el punto de la EIAS, el punto medio entre los epicóndilos femorales (realizado en el software Simi Motion Twinner®) y el punto medio entre los maléolos. Este ángulo se midió con el atleta en posición estática unipodal con una flexión de 60° durante la sentadilla unipodal. La media de tres mediciones se calculó para producir un valor del FKPA de la rodilla para la condición estática y para la sentadilla.

En la actividad de salto (KV2), el FKPA fue analizado en el momento del aterrizaje en salto. El aterrizaje se definió como los dos bordes después de que el talón tocó el suelo. El análisis de la imagen se realizó por un evaluador ciego que no sabía a qué grupo pertenecía el atleta.

## Protocolo de Entrenamiento

Se aplicó sólo a los atletas del GE que se sometieron a 12 semanas de entrenamiento en las que realizaron ejercicios con énfasis en la musculatura de la cadera, basado en el protocolo de Fukuda et al. (11). Se realizaron cuatro ejercicios básicos. En el primer ejercicio, el atleta fue colocado en decúbito lateral para realizar una abducción de cadera con extensión de rodilla y una pequeña rotación externa del fémur (10°) con una carga de 3 kg colocada en la región distal del tobillo. En el segundo ejercicio, el atleta fue colocado en la posición de decúbito dorsal para realizar ejercicios de rotación lateral del muslo con la rodilla en flexión apoyada en un rollo. La resistencia fue dada por el terapeuta con la ayuda de una resistencia elástica colocada en la región distal del tobillo.

En el tercer ejercicio, el atleta de pie realizó un movimiento de abducción de cadera con extensión de rodilla y ligera rotación externa del fémur. La resistencia fue producida por una banda elástica colocada en la región distal del tobillo. En el cuarto ejercicio, el atleta realizó una extensión y flexión de cadera mientras la rodilla estaba flexionada en la máquina glútea. La carga fue igual al 50% del peso corporal del atleta.

## Análisis Estadísticos

Todos los análisis fueron realizados por un investigador ciego que no participó en ninguna etapa del protocolo experimental. Todos los datos se presentan como medias y desviaciones estándar. El nivel alfa se estableció en 5% para la significación estadística. El análisis estadístico se realizó mediante la aplicación GraphPadStatMate, en la cual se realizó inicialmente un análisis descriptivo de los datos. Posteriormente, se utilizó la prueba de Shapiro-Wilk para analizar su distribución. Cuando se alcanzó la normalidad, se utilizó un *t*-test de Student para muestras apareadas (intragrupo) y para muestras no apareadas (intergrupos). Para las variables nominales se utilizó un Test Chi-Square.

Además de los tests mencionados anteriormente, se probó la posible influencia del entrenamiento usando una medida del efecto (Tamaño del Efecto). Para este procedimiento estadístico se utilizó el método de la *d* de Cohen. El análisis se llevó a cabo mediante la aplicación "EffectSizeGenerator", versión 2.3 (Swinburne Universidad de Tecnología, Centro de Neuropsicología, Melbourne, Australia). Los resultados se interpretaron de acuerdo con la propuesta de Cohen (3), y se consideraron pequeños si ( $0,20 \leq d < 0,50$ ), medios si ( $0,50 \leq d < 0,80$ ) y grandes si ( $d \geq 0,80$ ).

## RESULTADOS

En la tabla 2 se muestran los resultados de las comparaciones intra e intergrupales, en las condiciones pre y post-entrenamiento, así como la altura delta, la potencia total y la potencia relativa del miembro inferior sometido a cirugía. Se puede observar que no hubo diferencia entre los valores pre y post intervención del GC para ninguna de las variables analizadas. Sin embargo, para el GE hubo un aumento significativo en todas las variables. En la comparación inter-grupo, no hubo diferencias tanto en las condiciones pre como post-entrenamiento.

**Tabla 2.** Comparación de la Altura y Potencia de Salto del Miembro Inferior Sometido a Cirugía Bajo Condiciones Pre y Post-Entrenamiento. (Datos expresados como media  $\pm$  DE).

	Grupo de Control			Grupo de Entrenamiento		
	Pre	Post	$\Delta$	Pre	Post	$\Delta$
<b>Altura (cm)</b>	26 $\pm$ 5.8	26,2 $\pm$ 5.9	0.2 $\pm$ 0.5	27.1 $\pm$ 5.6	28.4 $\pm$ 5.3*	1.2 $\pm$ 1.1
<b>PT (W)</b>	3168.1 $\pm$ 557.1	3178 $\pm$ 544.7	9.9 $\pm$ 30.8	3056.4 $\pm$ 560.9	3149.2 $\pm$ 549.1*	92.8 $\pm$ 94.4
<b>PR (W)</b>	38.6 $\pm$ 2	38.6 $\pm$ 1,9	0.02 $\pm$ 0.4	38.3 $\pm$ 3.8	39.1 $\pm$ 3.7*	0.79 $\pm$ 0.6

**PT** = Potencia Total; **PR** = Potencia Relativa; \*  $P < 0.05$ : Grupo de Post-Entrenamiento vs. Pre-Entrenamiento

La Tabla 3 muestra los resultados de las comparaciones intra e intergrupales en condiciones pre y post-entrenamiento, así como el delta del ángulo de valgo dinámico de la rodilla del miembro inferior sometido a cirugía. Se puede observar que no hubo diferencia entre los valores pre y post-intervención para el GC para ninguna de las variables analizadas. Sin embargo, para el GE hubo un aumento significativo en todas las variables. En la comparación intergrupales, no hubo diferencias en la

condición de pre-entrenamiento, sin embargo, en la post-condición, se observaron valores más altos en el GE en comparación con el GC.

**Tabla 3.** Comparación del Ángulo de Valgo Dinámico de la Rodilla Sometida a Cirugía, Bajo Condiciones Pre y Post-Entrenamiento. (Datos expresados como media  $\pm$  DE).

	Grupo de Control			Grupo de Entrenamiento		
	Pre	Post	$\Delta$	Pre	Post	$\Delta$
<b>KV1</b> (grado)	21.4 $\pm$ 5.7	21.3 $\pm$ 5.4	-0.1 $\pm$ 0.5	26 $\pm$ 3.3	15.9 $\pm$ 3.5* <sup>†</sup>	-10.1 $\pm$ 3.8
<b>KV2</b> (grado)	21.4 $\pm$ 5.5	21.4 $\pm$ 5.6	-0.01 $\pm$ 0.5	25.4 $\pm$ 3.3	16.3 $\pm$ 3* <sup>†</sup>	9.1 $\pm$ 3.6

**KV1** = Valgo en el Movimiento de Sentadilla; **KV2** = Valgo en el Tiempo de Salto. \* $P < 0,05$ : Grupo Post-vs Pre-Entrenamiento; <sup>†</sup>  $P < 0,05$  = Grupo Post-Entrenamiento vs. Grupo Post-Control

La Tabla 4 muestra el cálculo del tamaño del efecto del GE en las condiciones pre y post-entrenamiento para altura, potencia total, potencia relativa del salto y KV1 y KV2. El tamaño del efecto fue pequeño para las variables relacionadas con el salto y grande para las variables relacionadas con el ángulo.

**Tabla 4.** Tamaño del Efecto para Altura de Salto, Potencia de Salto Total, Potencia de Salto Relativa, Comparación de Ángulos KV1 y KV2 Entre el Grupo Pre y Post-Entrenamiento.

	Grupo de Entrenamiento: Pre vs. Post	
	TE	Clasificación
<b>Altura (cm)</b>	0.22	Pequeño
<b>PT (W)</b>	0.16	Pequeño
<b>PR (W)</b>	0.21	Pequeño
<b>KV1 (grados)</b>	2.95	Grande
<b>KV2 (grados)</b>	2.84	Grande

**TE** = Tamaño del Efecto; **PT** = Potencia Total; **PR** = Potencia Relativa; **KV1** = Valgo en el Movimiento de Sentadilla; **KV2** = Valgo en el Tiempo de Salto

## DISCUSIÓN

Los principales hallazgos de este estudio mostraron que después de la aplicación del protocolo de entrenamiento propuesto, hubo una mejora significativa en altura, potencia total y potencia relativa de salto, y una reducción del ángulo de valgo dinámico sólo en el GE. La justificación para la mejora de las variables relacionadas con el salto vertical sólo para el GE está posiblemente relacionada con la alteración en el patrón de despolarización de las fibras posteriores del glúteo medio que puede conducir a importantes alteraciones biomecánicas como el aumento de la función electromiográfica del tensor de la fascia lata, que es un rotador interno de cadera, así como el glúteo mayor que también ayuda en la rotación externa de la cadera (4). Aunque esta estrategia hace posible garantizar una mejor condición de equilibrio, Shimokochi et al. (28) demostraron que la debilidad del glúteo medio provoca que el atleta aterrice en el suelo en un salto vertical con el tronco erecto, lo que aumenta el torque de extensión de la rodilla y, entre otras cosas, tiende a aumentar la tensión en el LCA.

Los ángulos de flexión de rodilla y cadera durante el aterrizaje son determinantes en las fuerzas resultantes de la sobrecarga de rodilla. Los ángulos de flexión pequeños producen fuertes fuerzas de impacto en la rodilla que aumentan la probabilidad de lesión del LCA. Leetun et al. (16) propusieron que mediante el fortalecimiento de los músculos resistiendo

el momento del valgo dinámico, los atletas pueden disminuir la incidencia de lesión en el LCA. Esto se debe a que el glúteo mayor y las fibras posteriores del glúteo medio pueden controlar excéntricamente la excesiva rotación interna de la cadera (14, 29). Zazulak et al. (29) también sugieren que la reducción de la activación glútea puede alterar la carga de la rodilla, lo que resulta en mayores fuerzas por unidad de masa corporal en los planos sagital y frontal.

En su análisis del momento de aterrizaje de los saltos verticales, Pandy y Shelbourne (25) informaron de la probabilidad de un aumento de la sobrecarga de LCA en atletas con un aumento de valgo dinámico cuando los pies tocaban el suelo con la articulación de la rodilla en extensión completa. Por lo tanto, la combinación de eventos conduce a un estrés potencialmente perjudicial sobre el LCA. Corroborando estos hallazgos, estudios observacionales han verificado que en el momento de la lesión del LCA, la rodilla presentó un mayor valor de extensión (23,28).

Con respecto al análisis de la cinemática de salto para la identificación del valgo dinámico, los resultados demostraron mayor fuerza de rodilla en los atletas sometidos a reconstrucción del ligamento cruzado anterior, en comparación con los valores normativos entre 8º y 9º, propuestos por Herrington y Munro (13). Aunque no hay evidencia del valgo dinámico en el momento del aterrizaje del salto, ya sea unipolar o bipodal, puede ser una condición inherente y, por lo tanto, un factor importante en el mecanismo de lesión en los atletas.

Markolf et al. (19) y Quatman et al. (26) demostraron que el aumento del valgo de la rodilla, como se observa en los atletas del presente estudio, aumenta la magnitud de las fuerzas de tracción en el LCA, lo que constituye un mayor riesgo potencial de lesión en este componente anatómico. En el estudio de Herrington y Munro (13), los autores analizaron la cinética de salto. Concluyeron que valores por encima de 8º y 9º podrían imponer riesgos a las estructuras ligamentarias de la rodilla, especialmente al LCA, dado que es un estabilizador importante de la traslación anterior de la tibia.

El valgo de la rodilla es el resultado de una combinación de movimientos tibiales, que pueden estar influidos por las articulaciones proximales y distales de la rodilla, incluyendo el tronco, la cadera y la pelvis (18). La falta de control femoral puede resultar en aducción excesiva y rotación medial, que pueden sobrecargar al LCA (5). En el presente estudio, al comparar las condiciones pre y post-entrenamiento, se observó una reducción de los valores del GE con un gran tamaño del efecto. Este hallazgo muestra que los ejercicios con énfasis en los músculos de la cadera promovieron adaptaciones beneficiosas en el valgo dinámico. Este pensamiento se justifica por el hecho de que los músculos de la cadera son importantes para los movimientos de las extremidades, como correr, saltar y ejecutar una variedad de habilidades atléticas (8). Específicamente, la debilidad de los músculos extensores, abductores y rotadores laterales de la cadera puede resultar en flexión anterior del fémur, aumento de la aducción y rotación interna de la rodilla, que son componentes de la sobrecarga del LCA. El fortalecimiento de estos músculos ayuda a mantener el fémur en una posición anatómica normal que es probable que minimice el valgo dinámico de la rodilla.

## CONCLUSIÓN

---

Un programa de entrenamiento específico para los músculos de la cadera en atletas después de la reconstrucción del LCA, que presentaron valgo dinámico, promovió adaptaciones beneficiosas con respecto a la altura y la potencia de salto, y el ángulo del valgo dinámico. Estos hallazgos sugieren que el entrenamiento propuesto en este estudio puede ser una estrategia terapéutica importante para ayudar a los atletas en los programas preventivos y de rehabilitación de esta población.

**Dirección de correo:** Sergio Henrique Borin, Faculdade de Ciências da Saúde, Universidade Metodista de Piracicaba, Piracicaba, SP, Brasil, Email: [sehborin@unimep.br](mailto:sehborin@unimep.br)

## REFERENCIAS

---

1. Akita K, Sakamoto H, Sato T. (1993). Innervation of the anteromedial muscle bundles of the gluteus medius. *J Anat.* 1993;182:433-438.
2. Bosco C. (2007). A força muscular: Aspectos fisiológicos e aplicações práticas. *São Paulo: Phorte*
3. Cohen J. (1992). Statistical power analysis. *Curr Dir Psychol Sci.* 1992;1:98-101.
4. Conneely M, O Sullivan K, Edmondston S. (2006). Dissection of gluteus maximus and medius with respect to their suggested roles in pelvic and hip stability: Implications for rehabilitation. *Phys Ther Sport.* 2006;7:176-178.
5. Claiborne TL, Armstrong CW, Gandhi V, Pincivero DM. (2006). Relationship between hip and knee strength and knee valgus during

- a single leg squat. *J Appl Biomech.* 2006;22: 41-50.
6. Colombet P, Jenny JY, Menetry J, Plaweski S, Zaffagnini S. (2012). Current concept in rotational laxity control and evaluation in ACL reconstruction. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2012;98(8S):S201-210.
  7. Conneely M, O Sullivan K, Edmondston S. (2006). Dissection of gluteus maximus and medius with respect to their suggested roles in pelvic and hip stability: Implications for rehabilitation. *Phys Ther Sport.* 2006;7:176-178.
  8. Dempsey AR, Lloyd DG, Elliott BC, Steele JR, Munro BJ, Russo KA. (2007). The effect of technique change on knee loads during sidestep cutting. *Med Sci Sports Exerc.* 2007;39:1765-1773.
  9. Earl JE. (2005). Gluteus medius activity during three variations of isometric single-leg stance. *J Sport Rehab.* 2005;14:1-11.
  10. Farshad M, Gerber C, Szucs T, Meyer DC. (2011). Determining utility values in patients with anterior cruciate ligament tears using clinical scoring systems. *BMC Health Services Res.* 2011;11:182.
  11. Fukuda TY, Pagotti-Melo W, Zaffalon BM. (2012). Hip posterolateral musculature strengthening in sedentary women with patellofemoral pain syndrome: A randomized controlled clinical trial with 1-year follow-up. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2012;42: 823-830.
  12. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS Jr, Colosimo AJ, McLean SG, 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.* 2005;33:492-501.
  13. Herrington L, Munro A. (2010). Drop jump landing knee valgus angle: Normative data in a physically active population. *Phys Ther Sport.* 2010;11:56-59.
  14. Ireland ML, Wilson JD, Ballantyne BT, Davis IM. (2003). Hip strength in females with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2003;33:671-676.
  15. Kuroda R, Hoshino Y, Araki D, Nishizawa Y, Nagamune K, Matsumoto T, et al. (2012). Quantitative measurement of the pivot shift, reliability, and clinical applications. *Knee Surg Sports Traumatol, Arthrosc.* 2012;20:686-691.
  16. Leetun DT, Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. (2004). Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. *Med Sci Sports Exerc.* 2004;36: 926-934.
  17. Levine JW, Kiapour AM, Quatman CE, et al. (2013). Clinically relevant injury patterns after an anterior cruciate ligament injury provide insight into injury mechanisms. *Am J Sports Med.* 2013;41:385-395.
  18. McLean SG, Lipfert SW, van den Bogert AJ. (2004). Effect of gender and defensive opponent on the biomechanics of sidestep cutting. *Med Sci Sports Exerc.* 2004;36:1008-1016.
  19. Markolf KL, Burchfield DM, Shapiro MM, Shepard MF, Finerman GA, Slaughterbeck JL. (1995). Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *J Orthop Res.* 1995;13:930-935.
  20. Musahl V, Kopf S, Rabuck S, Becker R, Merwe WVD, Zaffagnini S, Fu FH, et al. (2012). Rotatory knee laxity tests and the pivot shift as tools for ACL treatment algorithm. *Knee Surg Sports Traumatol, Arthrosc.* 2012;20:793-800.
  21. Nguyen AD, Shultz SJ, Schmitz RJ, Luecht RM, Perrin DH. (2011). A preliminary multifactorial approach describing the relationships among lower extremity alignment, hip muscle activation, and lower extremity joint excursion. *J Athl Train.* 2011;46:246-256.
  22. O'Sullivan K, Smith SM, Sainsbury D. (2010). Analysis of the three subdivisions of gluteus medius during weight-bearing exercises. *Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol.* 2010;2:17.
  23. 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.* 2004;32:1002-1012.
  24. Powers CM. (2003). The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: A theoretical perspective. *J Orth Spor Phys Ther.* 2003;33:639-646.
  25. Pandy MG, Shelburne KB. (1997). Dependence of cruciate-ligament loading on muscle forces and external load. *J Biomech.* 1997;30:1015-1024.
  26. Quatman CE, Hewett TE. (2009). The ACL injury controversy: Is "valgus collapse" a sex-specific mechanism? *Br J Sports Med.* 2009;43:328-345.
  27. Snyder K, Earl J, O'Connor K, Ebersole K. (2009). Resistance training is accompanied by increases in hip strength and changes in lower extremity biomechanics during running. *Clin Biomech.* 2009;24:26-34.
  28. Shimokochi Y, Yong Lee S, Shultz SJ, Schmitz RJ. (2009). The relationships among sagittal-plane lower extremity moments: Implications for landing strategy in anterior cruciate ligament injury prevention. *J Athl Train.* 2009;44:33-38.
  29. Zazulak BT, Ponce PL, Straub SJ, Medvecky MJ, Avedisian L, Hewett TE. (2005). Gender comparison of hip muscle activity during single-leg landing. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2005;35:292-299.