

Artículo original

Efecto de un entrenamiento deportivo en el compartimiento angular de la extremidad inferior en niños futbolistas de entre 11 y 12 años

Burboa J,* Bahamonde M,* Inostroza M,* Lillo P,* Barahona M,** Palet M,** Hinzpeter J**

Hospital Clínico de la Universidad de Chile

RESUMEN. La lesión del ligamento cruzado anterior (LCA) constituye una causa importante de reposo en deportistas. En su mayoría, las lesiones del LCA no requieren contacto externo y se asocian con factores de riesgo biomecánicos que aumentan la tensión en el LCA: el aumento del ángulo de valgo de rodilla (VR), flexión de cadera (FC) y una menor flexión de rodilla (FR). El LCA requiere cooperación de los grupos musculares perirrodilla, por lo que la fatiga producida por el ejercicio alteraría el balance y pondría en riesgo a este ligamento. El objetivo del estudio es determinar el comportamiento angular antes y después de una carga física para FC, FR y VR en niños nacidos en los años 2002-2003. Se realizó un estudio clínico no aleatorizado. La muestra consistió en 50 alumnos de escuelas de fútbol nacidos en los años 2002 y 2003. Se comparó el comportamiento angular de FC, FR y VR antes y después de realizar un entrenamiento estandarizado. El comportamiento angular fue medido a través de la realización de la prueba DJ, con datos obtenidos por sensores inerciales. Posterior al ejercicio, aumentaron las tres variables; sólo fue significativo el incremento en la flexión de cadera. Por otra parte, destaca la diferencia encontrada tanto en reposo como postejercicios entre la extremidad de apoyo y la hábil en el *peak* de valgo angular. Se concluyó que el comportamiento angular de FC aumenta significativa-

ABSTRACT. Anterior Cruciate Ligament (ACL) injury is an important cause of days lost in athletes. Most ACL injuries are non-contact and are associated with biomechanical risk factors that increase tension in the ACL: increased knee valgus (KV) and hip flexion (HF) and decreased flexion of knee (KF). Muscle around the knee contributes to knee stability, so fatigue produced by exercise could alter knee balance, increasing LCA tension. The aim of the study is to determine the angular behavior before and after a physical load for CF, RR and RV in children born in 2002-2003. A non-randomized clinical trial was conducted. The sample consisted of 50 students from soccer schools born between 2002 and 2003. The angular behavior of CF, RR and VR was compared, before and after performing standardized training. The angular behavior was measured by performing the DJ test with data obtained by inertial sensors. After exercise, the 3 variables increased, but only HF reached significant difference. Other important finding was the difference found in KV between the dominant leg and the support limb, at both times: rest and post exercise. It was concluded that the angular behavior of CF increases significantly in both limbs post-exercise and that preventive measures should be applied for the management of valgus in the supporting limb.

Nivel de evidencia: IV

www.medigraphic.org.mx

* Kinesiólogo, Universidad Metropolitana de Ciencias de la Educación, Facultad de Artes y Educación Física, Santiago, Chile, Klgo.

** Traumatólogo, Hospital Clínico de la Universidad de Chile, Departamento de Ortopedia y Traumatología. Magister en Bioestadística de la Universidad de Chile.

Dirección para correspondencia:

Dr. Maximiliano Barahona-Vásquez

Ortopedia y Traumatología, Universidad de Chile, Magister en Bioestadística de la Universidad de Chile.

Vaticano Núm. 3531, Dpto. 205-b, Las Condes, CP 7550511, Santiago.

E-mail: maxbarahonavasquez@gmail.com

Este artículo puede ser consultado en versión completa en <http://www.medigraphic.com/actaortopedica>

mente en ambas extremidades postentrenamiento y que se deben aplicar medidas preventivas para el manejo del valgo en la extremidad de apoyo.

Palabras clave: Ligamento cruzado anterior, *drop jump*, sensores inerciales, carga física, compartamiento angular.

Key words: Anterior cruciate ligament, *drop jump*, inertial sensors, fatigue, peak angular measurement.

Introducción

La lesión del ligamento cruzado anterior de la rodilla (LCA) es una causa importante de días perdidos para los deportistas y es la razón más frecuente de las lesiones que requieren más de ocho semanas de recuperación.¹ Habitualmente se produce en la práctica deportiva, y es más común durante la competencia que durante el entrenamiento.² El mecanismo predominante es una lesión tipo *pivot shift*, la cual se produce sin contacto en la pierna de apoyo. Este mecanismo es una combinación entre flexión de cadera y rodilla asociada a una rotación interna y valgo inicial de la rodilla y, finalmente, una rotación externa de la tibia.^{1,3,4}

Se han propuesto factores de riesgo biomecánicos para rotura del LCA. Entre ellos se encuentran el aumento del momento de valgo de rodilla, flexión de cadera y rodilla, y mayor fuerza de reacción del suelo durante la caída. Estos factores incrementarían la tensión del LCA, acercándolo a su momento de fallo.^{5,6,7,8,9,10,11}

Bowerman y sus colaboradores demostraron que la fatiga se relaciona con una disminución del balance motor, lo que provoca una disminución de la respuesta neuromuscular, con lo cual aumenta el riesgo de lesión de estructuras estabilizadoras.¹² Wojtys y su grupo examinaron sujetos adultos, no atletas y sanos antes y después de un entrenamiento; observaron que tanto en hombres como en mujeres, la fatiga producía un aumento en la traslación anterior de la tibia.¹³ Sin embargo, estos hallazgos no han sido sistemáticamente reproducidos. Skinner y sus colegas encontraron aumento de la traslación de la tibia luego de aplicar un entrenamiento extenuante sólo en la rodilla izquierda.¹⁴ Rozzi y su equipo encontraron que al aplicar ejercicios isocinéticos, la traslación anterior de la tibia no cambiaba antes y después del ejercicio.¹⁵

Por otra parte, estudios epidemiológicos han mostrado que la mayoría de las lesiones del LCA se producen en los últimos 15 minutos del primer tiempo y los últimos 30 minutos del segundo tiempo de un partido, por lo que, nuevamente, la fatiga podría ser un factor de riesgo importante. Dichas contradicciones en los hallazgos pueden ser explicadas por el tipo de entrenamiento/fatiga aplicado a los sujetos en estudio y por la forma de medir el déficit producido por la fatiga.¹⁶ Sin embargo, no hay estudios en la literatura de los efectos de un entrenamiento cotidiano en la biomecánica de la extremidad inferior. Esto debe ser la aproximación

inicial para medir el riesgo de cada deportista para tener lesiones de la extremidad inferior.

El objetivo de este trabajo es analizar el efecto de un entrenamiento de fútbol en la biomecánica de la extremidad inferior y relacionar estos hallazgos con el riesgo de rotura del LCA.

Material y métodos

Estudio experimental no controlado, no aleatorizado aprobado por nuestro comité de ética. La población en estudio fueron personas de entre 11 y 12 años que pertenecieran a escuelas de fútbol infantil. Se realizó un muestreo por conveniencia, invitándose a participar en forma voluntaria a jugadores de entre 11 y 12 años de cinco escuelas de fútbol de la ciudad de Santiago. Todos los participantes firmaron consentimiento informado elaborado por nuestro comité de ética previamente a su participación. Fueron incluidos infantes nacidos entre los años 2002-2003 que realizaran entre tres y cinco horas semanales de fútbol. Fueron excluidos aquellos jugadores con historia de lesiones de las extremidades inferiores de resorte quirúrgica o una lesión de extremidad inferior en los últimos tres meses.

El *peak* angular corresponde al máximo ángulo alcanzado por una articulación en un determinado momento de cualquier movimiento. Para el estudio, se midió el *peak* angular de la flexión de cadera, flexión de rodilla (FR) y valgo de rodilla (VR), tanto para la pierna izquierda como para la derecha.

Fueron utilizados 17 sensores MTx más dos sensores Master Xbus. Los módulos de sensores (MTx) se colocaron en los pies, piernas, pelvis, hombros, esternón, cabeza, brazos, primer plano de brazos y manos, según lo descrito por Roetenber y sus colaboradores.^{17,18}

La utilización de sensores inerciales se encuentra avallada en la literatura.¹⁹ En la revisión sistemática realizada por Cuesta-Vargas y su grupo, donde se realizó la comparación de sensores inerciales con bioinstrumentos, se llegó a la conclusión de que los sensores inerciales pueden ofrecer un método preciso y fiable para estudiar el movimiento humano.²⁰ Los sensores se colocaron según lo indicado por el fabricante; fueron utilizados dos sensores Master Xbus a nivel de la espina iliaca posterosuperior y seis sensores MTx en el punto de rotación funcional de cada articulación estudiada, teniendo como puntos de referencia el

trocánter mayor del fémur, la tuberosidad de la tibia y el centro de la articulación tibioastragalina. De esta forma, la información entregada por cada sensor fue procesada y se logró reconstruir un esqueleto en el cual se realizaron las mediciones.^{21,22,23} Posteriormente a la colocación de los sensores, los sujetos en estudio fueron instruidos para realizar una prueba de *drop jump* (DJ), que consistió en la caída de un cajón desde 0.3 m de altura con ambos pies al mismo tiempo sobre un aro ubicado a 0.5 m de distancia en el plano horizontal. Dicha caída debía ser avanzando un pie y dejando el resto al efecto gravitatorio para no alterar la altura de la caída.²⁴ Al momento de caer, se debía realizar un salto vertical. Cada sujeto ejecutó tres saltos de DJ precarga física y postcarga física, aunque para motivos del estudio, sólo se tomó un *peak* angular, que fue el valor más alto alcanzado en cualquiera de las tres ejecuciones. En cuanto a la acción de los brazos en este estudio, no se tomó en cuenta debido a que la fase a evaluar fue la de amortiguación, fase en la cual la acción de los brazos es despreciable.²⁴

El DJ y la medición de las tres variables fueron realizados antes y después de llevar a cabo un entrenamiento estandarizado. Este entrenamiento consistió en una práctica de fútbol en cuatro etapas: precompetencia, trabajo físico técnico, realización de fútbol y recuperación. Estas etapas se detallan a continuación:

- Precompetencia: desarrollo de trabajo a baja intensidad, mezclando trote con movilidad articular para extremidad superior e inferior; se aumenta la intensidad de trote; a la señal auditiva (silbato), se piden acciones tales como saltos, *dribbling* y cambios de dirección. A continuación, se realizan tres series por cuatro repeticiones de ascensiones en 35 metros; para finalizar, los sujetos se ubican en hileras donde a una señal táctil, auditiva o visual, realizan salidas en velocidad (tres series de cinco repeticiones) a una distancia de 15 metros. Duración de la etapa: 25 minutos aproximadamente.
- Trabajo físico técnico: consiste en tres trabajos distintos con una duración de 12 minutos cada uno. El primer ejercicio corresponde a un trabajo de conducción de balón sumado a control, pases en un circuito de 20 metros ida y 20 metros vuelta. El segundo ejercicio consta de un trabajo de coordinación sumado a secuencias técnicas y saltos verticales que finalizan con una carrera en velocidad de 30 metros (tres series). El tercer ejercicio consta de realización de fútbol reducido (cuatro versus cuatro), que tiene una duración de 15 minutos.
- Realidad de juego: se realiza fútbol en dimensiones acordes para la edad (50 x 30 metros). Esta etapa tiene una duración de 20 minutos por tiempo, con un descanso de cinco minutos.
- Recuperación: se inicia con un trote de 15 minutos, para luego pasar a ejercicios de estiramiento de tipo pasivo-activo para todos los grupos musculares más utilizados en la práctica deportiva de fútbol, como flexores y extensores

de cadera y rodilla, abductores y tríceps sural en tres series de 20 segundos por grupo muscular.

Análisis estadístico

Se realizó un análisis exploratorio de datos. Se utilizó media como medida de resumen para las variables antropométricas y las variables de *peak* angular. En la inferencia estadística, se analizaron las diferencias pre- y postentrenamiento de las variables de *peak* angular para cada sujeto. Se utilizó test de Shapiro Wilk para determinar si era posible asumir distribución normal; se aceptó si $p > 0.15$. En caso de normalidad, se utilizó test pareado. En caso contrario, el test no paramétrico de muestras pareadas para diferencia de mediana fue utilizado (test Wilcoxon).

Se utilizó una significancia de 0.05 y el análisis de los datos fue realizado en el programa Statgraphics Centurion XVI.I.

Resultados

Fueron incluidos 50 individuos, todos de género masculino. Los datos demográficos de los participantes se resumen en la *tabla 1*.

Tanto la flexión de cadera como la flexión de rodilla y el valgo de rodilla incrementaron luego del ejercicio en forma bilateral. La media de cada *peak* angular en la extremidad inferior se muestra en la *tabla 2*. El incremento postejercicio de la flexión de cadera, tanto para la extremidad inferior derecha como para la izquierda, fue significativa, se obtuvo una probabilidad de 0.01 y 0.02, respectivamente (*Figuras 1 y 2*). El incremento en el valgo de rodilla y flexión de rodilla no alcanzó diferencia estadísticamente significativa en la extremidad inferior derecha ni izquierda (*Figuras 3 a 6*).

Tabla 1. Variables epidemiológicas de los sujetos en estudio.

	Media (DE)
Edad (años)	11.34 (± 0.51)
Peso (kilogramos)	46.51 (± 8.71)
Talla (centímetros)	152.04 (± 8.68)
Envergadura (centímetros)	150.2 (± 8.65)
Tamaño del pie (centímetros)	25.8 (± 1.38)

Tabla 2. Valores promedio del *peak* angular en flexión de cadera (FC), flexión de rodilla (FR) y valgo de rodilla (VR) según lateralidad.

	Preejercicios	Postejercicios
FC derecha	24.80° (± 10.28°)	29.82° (± 12.81°)
FC izquierda	27.24° (± 10.19°)	32.26° (± 12.76°)
FR derecha	63.50° (± 11.58°)	66.17° (± 11.48°)
FR izquierda	65.67° (± 10.27°)	66.54° (± 11.36°)
VR derecha	01.94° (± 05.01°)	02.15° (± 06.10°)
VR izquierda	09.12° (± 07.40°)	10.55° (± 07.80°)

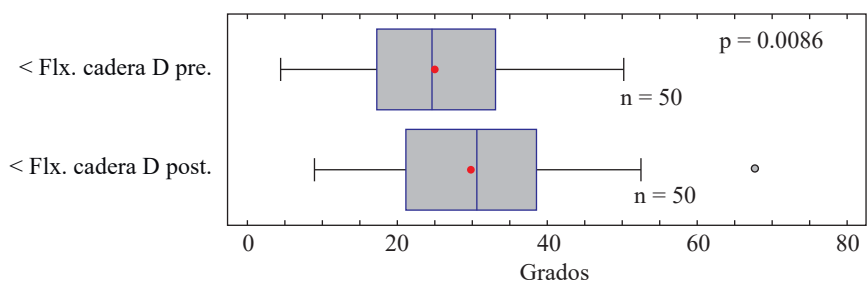


Figura 1.

Comparación de la distribución del *peak* angular de la flexión de cadera (FC) antes y después del ejercicio en el lado derecho.

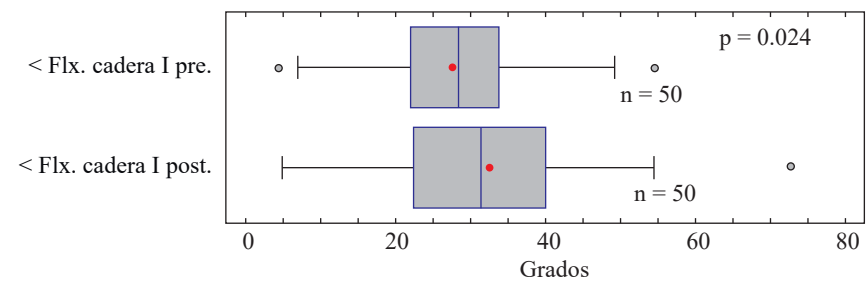


Figura 2.

Comparación de la distribución del *peak* angular de la flexión de cadera (FC) antes y después del ejercicio en el lado izquierdo.

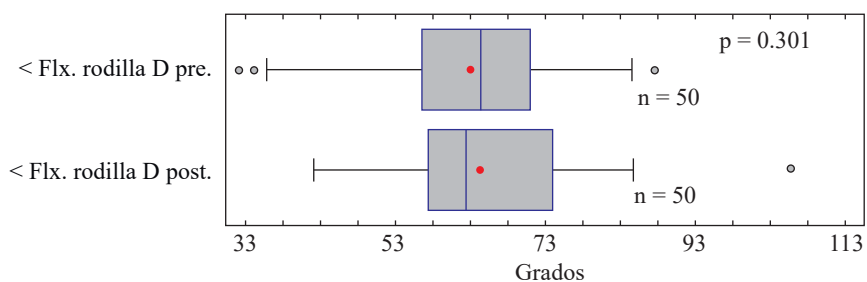


Figura 3.

Comparación de la distribución del *peak* angular de la flexión de rodilla (FR) antes y después del ejercicio en el lado derecho.

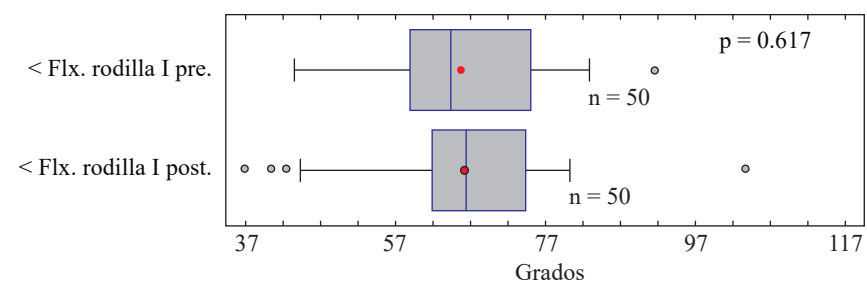


Figura 4.

Comparación de la distribución del *peak* angular de la flexión de rodilla (FR) antes y después del ejercicio en el lado izquierdo.

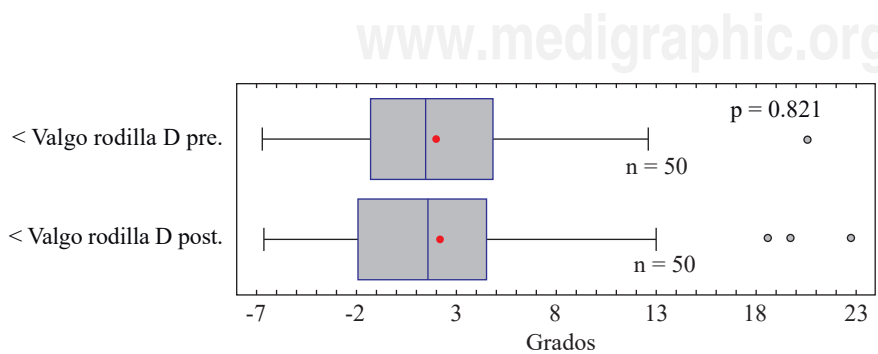


Figura 5.

Comparación de la distribución del *peak* angular del valgo de rodilla (VR) antes y después del ejercicio en el lado derecho.

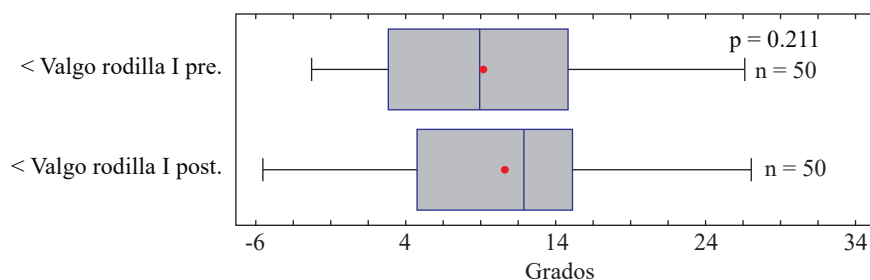


Figura 6.

Comparación de la distribución del *peak* angular del valgo de rodilla (VR) antes y después del ejercicio en el lado izquierdo.

Discusión

En el presente estudio se evaluaron sujetos varones de 10 a 12 años de edad pertenecientes a cuatro escuelas de fútbol infantil de la ciudad de Santiago. Dentro de las fortalezas de la investigación identificamos el uso de sensores inerciales, lo cual tiene una alta confiabilidad para la medición de las variables biomecánicas estudiadas.^{19,20} El entrenamiento estandarizado es similar al que los sujetos realizan semana a semana, por lo cual es válido para establecer el grado de fatiga que alcanzan e identificar el riesgo al cual están expuestos. Además, ocuparon la indumentaria (zapatos) habitual y entrenaron en la superficie en que se desempeñan regularmente. Finalmente, el uso de DJ permite medir las variables biomecánicas en un gesto común en la práctica deportiva del fútbol.

Los resultados muestran una tendencia al aumento en las tres variables estudiadas en forma bilateral; sin embargo, la carga sometida en los entrenamientos solo provoca cambios significativos en el *peak* angular de la flexión de cadera.

Boden y sus colaboradores estudiaron por videofotogrametría el mecanismo de rotura del LCA y encontraron que el *peak* angular estaba aumentando en aquellos sujetos que tuvieron lesión, en comparación con quienes no se lesionaron.⁴ Dado que la carga a la cual fueron sometidos los individuos de este trabajo es cotidiana y no máxima, podría postularse que el aumento del *peak* de flexión de cadera es el primer evento en la secuencia de alteraciones que la fatiga produce en los factores biomecánicos que predisponen a lesiones. La causa de este aumento de flexión se puede atribuir a disminución en la activación del músculo glúteo mayor e isquiotibiales en excéntrico. Esto se basa en los hallazgos de Struminger y su grupo, quienes encontraron que en la caída de un salto con componente horizontal, estos músculos son los más importantes para mantener la posición de la cadera.²⁵ Otro punto a considerar es lo descrito en el estudio de Nguyen y sus colegas, en el cual se demuestra que en niños y adolescentes, la pelvis está en una posición más anteversa que en los adultos, y esto crea un escenario biomecánico desfavorable para la acción del músculo glúteo e isquiotibiales.²⁶

Respecto a la flexión de rodilla, Arms y su equipo señalan que un aumento del *peak* angular de flexión por sobre 60° provoca menos demanda para el LCA.²⁷ Esto es corroborado por los hallazgos de Podraza y sus colaboradores,

quienes postulan que a mayor FR, se produce una menor fuerza de reacción del suelo hacia las estructuras de la rodilla y, por ende, una mejor distribución de las cargas en la extremidad inferior, lo que genera menor tensión en el LCA.²⁸ Finalmente, Koga y su grupo, al estudiar el mecanismo de rotura del LCA, establecen que éste se produce con una flexión de rodilla de entre 20 y 40°. En el presente trabajo, los sujetos obtuvieron en promedio valores mayores a 60° tanto pre- como postentrenamiento, por lo que basalmente tienen desarrollado un control motor protector que la fatiga producida por el entrenamiento diario no altera.³

Si bien la fatiga no aumentó el momento *peak* de valgo de rodilla en ninguna de las dos extremidades, es destacable la diferencia que existe entre la pierna derecha e izquierda en los sujetos en estudio. Según los resultados de Herrington y sus colegas, el ángulo de valgo de rodilla en un aterrizaje debería ser de tres a ocho grados para hombres; si se superan estos valores, el riesgo biomecánico de lesión aumenta. Por lo tanto, en la extremidad inferior izquierda, estaría aumentado en forma basal.²⁹ Esto nos plantea la necesidad de mejorar el control motor en la pierna izquierda; es decir, en la que es la pierna de apoyo en la mayoría de los casos y, por lo tanto, corre mayor riesgo.

Este trabajo es la primera evidencia del efecto de un entrenamiento regular en tres variables biomecánicas relacionadas con lesiones de rodilla, específicamente LCA en niños de entre 10 y 12 años. Consideramos que es de suma relevancia, dado que los cambios que se producen en la pubertad, tanto antropométricos como en laxitud, ponen a los deportistas en riesgo de tener lesiones de rodilla; objetivar que el control motor se alcanza en edades tempranas con entrenamiento regular ayuda a la prevención de lesiones. Un reciente metaanálisis de estudios de prevención de lesiones del LCA, llegó a la conclusión de que un mayor éxito en la reducción de la lesión en la rodilla de los atletas se logró a través del entrenamiento neuromuscular preventivo que comenzó antes de la aparición de déficits neuromusculares y el *peak* de incidencia de lesiones de rodilla en la adolescencia. Esto es, idealmente en la etapa prepuberal.^{30,31}

El entrenamiento realizado de manera estándar a los alumnos de las escuelas de fútbol participantes es similar al que ejecutan comúnmente los días de práctica, tanto en duración como en tipo de trabajo a realizar. Además, el lugar donde se efectuó la evaluación es donde llevan a cabo habitualmente las prácticas, lo cual influirá de manera positiva

en diversos tipos de variables, tales como las moderadoras (calzado y superficie de entrenamiento), ya que los individuos utilizaron el mismo calzado de fútbol que ocupan en todos sus entrenamientos, además de que la superficie utilizada para la prueba fue la misma con la que también realizan todas sus prácticas. Las variables desconocidas (estado psicológico, estrés y motivación) también son influidas de manera positiva por el hecho de que se encontraban en un ambiente conocido, durante su práctica normal; esto, aunado a la motivación recibida por sus profesores y padres, por lo cual el estado psicológico y el estrés se vieron favorecidos con el control de estas variables.

Conclusión

El entrenamiento deportivo en nuestro grupo de estudio mostró que la flexión de cadera es modificada por la fatiga que alcanzan luego del entrenamiento habitual. La flexión de cadera podría ser el factor biomecánico que primero se altera por la fatiga. Hay una diferencia significativa entre las extremidades izquierda (de apoyo) y derecha en el momento de valgo en forma basal en estos deportistas, lo que debe ser manejado por el equipo técnico para prevenir lesiones ligamentarias.

Bibliografía

- Paús V, del Compare P, Torrenço F: Incidencia de lesiones en jugadores de fútbol profesional. *Rev Asoc Argent Traumatol Deporte*. 2003; 10(1): 10-7.
- Kobayashi H, Kanamura T, Koshida S, Miyashita K, Okado T, Shimizu T, et al: Mechanisms of the anterior cruciate ligament injury in sports activities: a twenty-year clinical research of 1,700 athletes. *J Sports Sci Med*. 2010; 9(4): 669-75.
- Koga H, Nakamae A, Shima Y, Iwasa J, Myklebust G, Engebretsen L, et al: Mechanisms for noncontact anterior cruciate ligament injuries: knee joint kinematics in 10 injury situations from female team handball and basketball. *Am J Sports Med*. 2010; 38(11): 2218-25.
- Boden BP, Torg JS, Knowles SB, Hewett TE: Video analysis of anterior cruciate ligament injury: abnormalities in hip and ankle kinematics. *Am J Sports Med*. 2009; 37(2): 252-9.
- Withrow TJ, Huston LJ, Wojtyś EM, Ashton-Miller JA: The effect of an impulsive knee valgus moment on in vitro relative ACL strain during a simulated jump landing. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2006; 21(9): 977-83.
- McLean SG, Huang X, van den Bogert AJ: Investigating isolated neuromuscular control contributions to non-contact anterior cruciate ligament injury risk via computer simulation methods. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2008; 23(7): 926-36.
- Fleming BC, Renstrom PA, Beynon BD, Engstrom B, Peura GD, Badger GJ, et al: The effect of weightbearing and external loading on anterior cruciate ligament strain. *J Biomech*. 2001; 34(2): 163-70.
- Krosshaug T, Nakamae A, Boden BP, Engebretsen L, Smith G, Slaughterbeck JR, et al: Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball: video analysis of 39 cases. *Am J Sports Med*. 2007; 35(3): 359-67.
- Hashemi J, Breighner R, Chandrashekar N, Hardy DM, Chaudhari AM, Shultz SJ, et al: Hip extension, knee flexion paradox: a new mechanism for non-contact ACL injury. *J Biomech*. 2011; 44(4): 577-85.
- Yu B, Garrett WE: Mechanisms of non-contact ACL injuries. *Br J Sports Med*. 2007; 41 Suppl 1: i47-51.
- Lin CF, Liu H, Gros MT, Weinholt P, Garrett WE, Yu B: Biomechanical risk factors of non-contact ACL injuries: A stochastic biomechanical modeling study. *J Sport Heal Sci*. 2012; 1(1): 36-42.
- Bowerman SJ, Smith DR, Carlson M, King G: A comparison of factors influencing ACL injury in male and female athletes and non-athletes. *Phys Ther Sport*. 2006; 7(3): 144-52.
- Wojtyś EM, Wylie BB, Huston LJ: The effects of muscle fatigue on neuromuscular function and anterior tibial translation in healthy knees. *Am J Sports Med*. 1996; 24(5): 615-21.
- Skinner HB, Wyatt MP, Stone ML, Hodgdon JA, Barrack RL: Exercise-related knee joint laxity. *Am J Sports Med*. 1986; 14(1): 30-4.
- Rozzi SL, Lephart SM, Fu FH: Effects of muscular fatigue on knee joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female athletes. *J Athl Train*. 1999; 34(2): 106-14.
- Hawkins RD, Fuller CW: A prospective epidemiological study of injuries in four English professional football clubs. *Br J Sports Med*. 1999; 33(3): 196-203.
- Yong CY, Sudirman R, Ab Rahim AH, Mahmood NH, Chew KM: Jogging and walking analysis using wearable sensors. *Scientific Research*. 2013; 5(5B): 20-4.
- Roetenberg D, Luinge H, Slycke P: *Xsens MVN: Full 6 DOF Human Motion Tracking Using Miniature Inertial Sensors*. Xsens Motion Technologies BV; Enschede, The Netherlands: 2009.
- Saber-Sheikh K, Bryant EC, Glazzard C, Hamel A, Lee RY: Feasibility of using inertial sensors to assess human movement. *Man Ther*. 2010; 15(1): 122-5.
- Cuesta-Vargas AI, Galán-Mercant A, Williams JM: The use of inertial sensors system for human motion analysis. *Phys Ther Rev*. 2010; 15(6): 462-73.
- Wu G, Cavanagh PR: ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. *J Biomech*. 1995; 28(10): 1257-61.
- Wu G, Siegler S, Allard P, Kirtley C, Leardini A, Rosenbaum D, et al: ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion —Part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics. *J Biomech*. 2002; 35(4): 543-8.
- Wu G, van der Helm FC, Veeger HE, Makhsous M, Van Roy P, Anglin C, et al: ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion —Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *J Biomech*. 2005; 38(5): 981-92.
- Bosco C, Luhtanen P, Komi PV: A simple method for measurement of mechanical power in jumping. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1983; 50(2): 273-82.
- Struminger AH, Lewek MD, Goto S, Hibberd E, Blackburn JT: Comparison of gluteal and hamstring activation during five commonly used plyometric exercises. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2013; 28(7): 783-9.
- Nguyen AD, Shultz SJ, Schmitz RJ: Landing biomechanics in participants with different static lower extremity alignment profiles. *J Athl Train*. 2015; 50(5): 498-507.
- Arms SW, Pope MH, Johnson RJ, Fischer RA, Arvidsson I, Eriksson E: The biomechanics of anterior cruciate ligament rehabilitation and reconstruction. *Am J Sports Med*. 1984; 12(1): 8-18.
- Podraza JT, White SC: Effect of knee flexion angle on ground reaction forces, knee moments and muscle co-contraction during an impact-like deceleration landing: implications for the non-contact mechanism of ACL injury. *Knee*. 2010; 17(4): 291-5.
- Herrington L, Munro A: Drop jump landing knee valgus angle; normative data in a physically active population. *Phys Ther Sport*. 2013; 11(2): 56-9.
- Myer GD, Sugimoto D, Thomas S, Hewett TE: The influence of age on the effectiveness of neuromuscular training to reduce anterior cruciate ligament injury in female athletes: a meta-analysis. *Am J Sports Med*. 2013; 41(1): 203-15.
- Stracciolini A, Stein CJ, Zurawski D, Meehan WP 3rd, Myer GD, Micheli LJ: Anterior cruciate ligament injuries in pediatric athletes presenting to sports medicine clinic: a comparison of males and females through growth and development. *Sports Health*. 2015; 7(2): 130-6.