

# Varo y valgo de rodilla en cambios de dirección como factor de riesgo de lesión

## Knee varus and valgus in sidcutting as injury risk factor

Adrián Feria Madueño\*, Moises De Hoyo Lora\*\*, Sergio Romero Boza\*\*, Jesús Mateo Cortés\*\*, Borja Sañudo Corrales\*\*

\*Colegio Santa Joaquina de Viedra, \*\*Universidad de Sevilla

**Resumen:** La fuerza parcial soportada por los miembros inferiores en un eje transversal durante cambios de dirección parece ser determinante para la aparición de lesiones de rodilla. El objetivo de este estudio es conocer el genu varo y valgo soportado por la articulación durante cambios de dirección en sujetos físicamente activos. Cincuenta y seis sujetos participaron de manera voluntaria en el estudio (24.26 ± 2.3 años; altura = 1.79 ± 0.07 m; peso = 75.48 ± 13.71 kg; IMC = 24.16 ± 3.28 kg·m<sup>-2</sup>). Llevaron a cabo 3 cambios de dirección diferentes: 30°, 45° y 45° al mismo lado (45ml) de su pie dominante (cambio cerrado). Nuestros resultados nos indican que tanto la fuerza en valgo como en varo fue mayor en cambios a 30° (Valgo: 37.57 N SD±45.73; Varo: 721.92 N SD±250.52) respecto a cambios de 45° (Valgo: 27.89 N SD±50.92; Varo: 696.42 N SD±252.70), aunque estas diferencias no fueron estadísticamente significativas (p>0.05). En cuanto a los cambios cerrados, la fuerza media en valgo fue de 1890.01 N (SD±94.18). El valgo en cambios cerrados fue también respecto al valgo en 30° como al valgo en 45°, aunque no significativamente (p=0.07). Por otro lado, los cambios cerrados producen una fuerza también mayor en valgo que en cambios abiertos (45° y 30°). Estudios posteriores deberían analizar el ángulo de varo y valgo en el cambio de dirección para relacionarlo con los niveles de fuerza ejercidos en ese eje.

**Palabras clave:** valgo, varo, rodilla, cambios de dirección, riesgo de lesión.

**Abstract:** The peak force of lower limb in transverse axis during sidcutting may determinate the develop of knee injuries. The aim of this study was to know the valgus and varus of the knee joint during sidcutting in physically active people. Fifty-six physically active people participated in the study voluntarily (24.26 ± 2.3 years; height = 1.79 ± 0.07 m; weight = 75.48 ± 13.71 kg; BMI = 24.16 ± 3.28 kg·m<sup>-2</sup>). They made three different sidcuttings: 30°, 45° and 45° in the same way (45 ml) from their dominant foot (closed sidcutting). Our results indicate that the peak force in valgus and varus was bigger in 30° sidcuttings (Valgus: 37.57 N SD±45.73; Varus: 721.92 N SD±250.52) than 45° sidcuttings (Valgus: 27.89 N SD±50.92; Varus: 696.42 N SD±252.70), although these differences were not statistically significant (p>0,05). In the closed sidcuttings, the mean force in valgus was 1890.01 N (SD±94,18). The valgus in closing sidcuttings was bigger than valgus in 30° and 45° sidcuttings too, although not statistically significant (p=0,07). On the other hand, closed sidcuttings produce a peak force bigger in valgus than open sidcuttings (30° and 45°). Subsequent studies must analyze the varus and valgus angle in the sidcutting to be compared with peak force in this axis.

**Key words:** valgus, varus, knee, sidcutting, injury risk.

### Introducción

Los cambios de dirección representan un factor de riesgo en las lesiones de rodilla (Beaulieu, Lamontagne y Xu., 2008; Stoffel et al., 2010). Deportes donde estos gestos se ejercen con asiduidad representan un alto índice de lesiones de rodilla en situaciones donde no existe traumatismo, sino que es el deportista es el que de forma individual desarrolla el proceso lesivo sin contacto alguno. Esta lesión viene descrita por diversos factores, entre los que se encuentra la fuerza soportada por la articulación en el momento del cambio de dirección (Cochrane et al., 2007). Es el ligamento cruzado anterior (LCA) el que soporta la traslación tibial y los momentos de fuerza den varo y valgo producidos en esos cambios de dirección y, por tanto, el que participa de una manera determinante en la prevención de lesión de rodilla.

La literatura muestra datos sobre las fuerzas totales, de manera vertical, y las aportaciones en un sentido segmentario, como pudiera ser la fuerza ejercida en un eje transversal (varo o valgo), son escasas. En esa línea, varios autores han descrito los ángulos mantenidos en un plano frontal, midiendo así el varo y el valgo de una manera goniométrica, aunque sin datos relevantes sobre la fuerza (Dempsey et al., 2007; Beaulieu et al., 2008; Zebis et al., 2008). Por este motivo, el objetivo de nuestro trabajo es valorar qué fuerza en varo y valgo se ejerce sobre los miembros inferiores en cambios de dirección.

### Metodología

#### Participantes

La muestra del estudio estuvo formada por cincuenta y seis sujetos físicamente activos (debían practicar actividad física 3 veces en semana

como mínimo durante al menos 30 minutos al día). Para reflejar la voluntariedad del estudio, los participantes firmaron el documento de consentimiento informado, permitiendo y garantizando la privacidad en el manejo de sus datos.

#### Instrumentos

Para obtener los datos de tiempo de estabilización, se utilizó una plataforma de fuerza triaxial (Kistler 9260 AA6, Winterthur, Suiza). Para la estandarización de la prueba, los sujetos realizaron como calentamiento 5' de pedaleo en un cicloergómetro (Ergoline 900®, Ergometrics, Bitz, Alemania). Los datos fueron registrados y analizados a través del software Bioware®.

#### Propiedades psicométricas

Las propiedades psicométricas y demás datos descriptivos de la muestra se encuentran recogidos en la (Tabla 1).

Tabla 1. Propiedades psicométricas y variables demográficas de la muestra.

	N = 56	Media	DT
Hombres	42		
Mujeres	14		
Edad (años)		24,26	2,3
Masa (Kg)		75,48	13,71
Altura (m)		1,79	0,07
IMC (kg·m <sup>-2</sup> )		24,16	3,28

Tabla 2. Media y Desviación Estándar de cada intento.

Intento/Parámetro	Valgo	Varo
30°	37,531 ± 45,734	721,928 ± 250,523
45°	27,893 ± 50,929	696,4286 ± 252,705
45°ml	41,993 ± 53,776	1890,018 ± 9488,263

#### Procedimiento

El diseño del estudio consistió en la realización de 3 cambios de dirección a diferentes ángulos de salida: 30° y 45° hacia el lado no dominante (abiertos), y 45° hacia el lado dominante (45°ml; cerrados) (Figura 1). Como mínimo, existía un tiempo de 1 minuto de descanso entre cada test. Previo a la realización de las pruebas, los participantes llevaron a

cabo un proceso de familiarización con cada cambio de dirección y un calentamiento estandarizado de 5 minutos, consistente en pedaleo en bicicleta estática a 60 W de potencia (60 rpm) (Figura 2).

Los ángulos de salida estaban marcados con una cinta adhesiva en el suelo para facilitar el camino a seguir después de hacer el cambio de dirección. Para que el intento fuera válido, el sujeto debía tener el pie de apoyo totalmente recto (la punta del pie debía estar perpendicular al plano frontal) y hacerlo en el centro de la plataforma. Para ello, se delimitó la zona con cinta con unas dimensiones de 20x30cm y una cruz justo en el punto central.

Todos los intentos fueron registrados a través de una plataforma de fuerza triaxial (Kistler 9260 AA6, Winterthur, Suiza). Se obtuvieron fuerzas ejercidas en el eje transversal (eje X). Los datos fueron registrados y analizados a través del software Bioware®, y fueron tratados como valores absolutos. De esta forma, los datos negativos para el eje fueron tomados como positivos pero con la orientación correspondiente. El signo negativo demarcaba la fuerza ejercida hacia la izquierda y el signo positivo la fuerza ejercida hacia la derecha (Figura 3). Así, se definió valgo para diestro como el valor negativo y varo como el valor positivo en cambios abiertos.

### Análisis estadístico de los datos

Los datos representan las medias y las desviaciones estándar (SD). Las posibles diferencias entre los grupos fueron analizadas con ANOVA de medidas repetidas (grupo x tiempo de medición). El nivel de significación se fijó en  $p < 0.05$ . Todos los análisis estadísticos se realizaron utilizando el paquete estadístico software SPSS 15.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, EEUU).

### Resultados

Para ninguno de los cambios de dirección llevados a cabo se obtuvieron diferencias significativas en la fuerza ejercida en varo y en valgo (Tabla 2), aunque las tendencias fueron mayores a medida que el cambio se cerraba.

Cuando se compararon entre ellos, existía un aumento muy importante aunque no significativo ( $p=0.07$ ) en el valgo soportado en cambios a  $45^\circ$  respecto a  $45^\circ$ . Del mismo modo, cuando se comparó el cambio de dirección  $45^\circ$  con  $30^\circ$  la tendencia del valgo también fue mayor en el primero, aunque tampoco se hallaron diferencias estadísticamente significativas ( $p=0.07$ ). Para el varo, todos los intentos mostraron tendencias mayores cuando más cerrado era el intento, pero tampoco se establecieron significación en los resultados.

### Discusión

Nuestro estudio analizó las fuerzas ejercidas en varo y en valgo en cambios de dirección abiertos y cerrados sobre sujetos físicamente activos. Autores como Torry et al. (2011) señalan la gran dificultad para evaluar múltiples contactos que el deportista tiene durante su práctica, determinándose una relación estrecha entre el varo y valgo en los cambios de dirección con un aumento claro del riesgo de lesión de rodilla. McLean et al., 2005 determinan que el LCA juega un papel fundamental actuando como freno y resistencia a las fuerzas en varo y valgo. Por su parte, Stoffel et al. (2010) hallaron un incremento del riesgo de lesión de rodilla debido al aumento del varo en cambios de dirección. Nuestros



Figura 1. Ejemplos de cambios de dirección abiertos (A y B) y cerrados (C)

resultados no son concluyentes al respecto, aunque la tendencia mostrada puede sugerir lo descrito por estos autores. En la misma línea, Chapell et al. (2007) relacionaban el aumento del valgo con un incremento del riesgo de rodilla, por lo que la tendencia

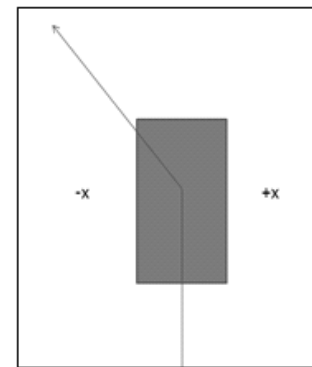


Imagen 3. Ejemplo de un cambio abierto para un sujeto diestro.

encontrada en nuestros resultados pueden apoyar lo mostrado por estos autores, sobre todo en cambios cerrados. En un estudio anterior (Feria et al., 2012), se halló que los cambios cerrados tenían un riesgo significativamente mayor que los abiertos, según los datos del ratio electromiográfico isquiotibiales/cuádriceps. El aumento del valgo encontrado en el presente estudio apoya esta tesis, lo cual puede verse reforzado con el ángulo de flexión en el cambio de dirección.

### Conclusiones

Distintos autores han relacionado el riesgo de lesión de rodilla con el ángulo descrito en el momento de cambio de dirección (Bencke et al., 2008). Aunque nuestro estudio no controló el ángulo de flexión en el cambio de dirección, aporta la fuerza ejercida en el eje X. Parece interesante continuar analizando la fuerza en el eje X y contrastarla con otros parámetros que han sido descritos en la literatura como factor de riesgo de lesión de rodilla en cambios de dirección.

### Agradecimientos

Agradecer en primer lugar a todas las personas que participaron de manera voluntaria en este estudio. Sin ellos, habría sido imposible conseguir resultados como los que se presentan en este trabajo.

### Referencias

- Beaulieu, M., Lamontagne, M., Xu, L. (2008). Gender differences in time-frequency EMG analysis of unanticipated cutting maneuvers. *Medical Science and Sports Exercise*. 40(10): 1795-804.
- Bencke, J., Zebis, M.K. (2011). The influence of gender on neuromuscular pre-activity during side-cutting. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 21(2):371-5.
- Chappell, J.D., Creighton, R.A., Giuliani, C., Yu, B., Garrett, W.E. (2007). Kinematics and electromyography of landing preparation in vertical stop-jump: risks for noncontact anterior cruciate ligament injury. *American Journal of Sport Medicine*. 35(2): 235-41.
- Cochrane JL, Lloyd DG, Buttfield A, Seward H, McGivern J. Characteristics of anterior cruciate ligament injuries in Australian football. *J Sci Med Sport*. 2007;10(2):96-104.
- Dempsey, A. R., Lloyrd, D. G., Elliot, B. C., Steele, J. R., Munro, B. J. Y Russo, K.A. (2007). The Effect of Technique Change on Knee Loads during Sidestep Cutting. *Medical Science Sports Exercise*. 39(10): 1765-1773.
- Feria, A., Sañudo, B., de Hoyo, M. Efecto de la fatiga local sobre la estabilización de la rodilla en cambios de dirección. VII Congreso Internacional de la Asociación Española de Ciencias del Deporte. (2012).
- McLean S., Huang X., van den Bogert A.J. (2005). Association between lower extremity posture at contact and peak knee valgus moment during sidestepping: implications for ACL injury. *Clin Biomech*. 20(8):863-70.
- Stoffel K., Nicholls R., Winata A., Dempsey A., Boyle J., Lloyd D. (2010). Effect of ankle taping on knee and ankle joint biomechanics in sporting tasks. *Med Sci Sports Exerc*. 42(11):2089-97.
- Torry, M., Shelburne, K., Peterson, D., Giphart, J., Krong, J., Myers, C., Steadman, J., Woo, S. (2011). Knee Kinematic Profiles during Drop Landings: A Biplane Fluoroscopy Study. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 43(3): 533-541.
- Zebis, M., Bencke, J., Andersen, L., Dossing, S., Alkjoer, T., Magnusson, P., Kjoer, M., Aagaard, P. (2008). The effects of neuromuscular training on knee joint motor control during sidestepping in female elite soccer and handball players. *Clinical Journal Sport Medicine*. 10(4):329-337.

Figura 2. Calentamiento estandarizado en bicicleta estática.