

Article

Cinética de las articulaciones de la pierna de apoyo en la técnica de corte del paso lateral

Yuta Suzuki¹, Michiyoshi Ae², Shunsuke Takenaka¹ y Norihisa Fujii²¹Graduate School of Comprehensive Human Sciences. University of Tsukuba, Japan.²Institute of Health and Sport Sciences. University of Tsukuba, Tsukuba, Japan.

RESUMEN

Los propósitos de este estudio fueron investigar la cinética de las articulaciones de la pierna de apoyo e identificar los roles de las articulaciones en la técnica de paso lateral. Veinte jugadores de fútbol universitario ejecutaron tres series de carrera con cambio de dirección a 30°, 60° y 90° con la técnica de corte de paso lateral. Se utilizaron dos técnicas: la técnica en plataforma de fuerza y la técnica de análisis movimiento tridimensional. Los roles de los extensores de tobillo, rodilla, y cadera en las técnicas de corte de paso lateral fueron similares a aquellas en carrera de aceleración lineal. Las potencias positivas y negativas ejercidas por los flexores plantares de tobillo y los extensores de rodilla absorbieron y generaron la energía mecánica durante la fase de apoyo en el movimiento de corte. La cadera parecía no generar gran energía pero sí controlar la postura corporal, especialmente en direcciones de 60° y 90°.

Palabras Clave: corte, análisis de movimiento tri-dimensional, cinética articular, dinámica inversa

INTRODUCCIÓN

En la mayoría de los juegos con pelota, los jugadores tienen que cambiar su dirección de carrera para mantener los movimientos del balón y los jugadores sobre los mismos lados y los lados opuestos. La técnica usada para cambiar la dirección de carrera se llama movimiento de corte y está considerada como una de las técnicas más importantes para los jugadores de juego con pelota. Aunque hay algunas técnicas en los movimientos de corte, la técnica de corte con el paso lateral, en la cual la dirección es cambiada al plantar un pie opuesto a la nueva dirección, es una de las técnicas más comunes para los jugadores de juegos con pelota (Figura 1). Sin embargo, si bien la pierna de apoyo juega un importante rol al cambiar de dirección y velocidad el centro de gravedad (SG) durante el corte, no ha sido investigado como las articulaciones de la pierna de apoyo contribuyen al cambio en dirección y velocidad del centro de gravedad. La cinética de las articulaciones de la pierna de apoyo en el movimiento de corte de paso lateral puede ser información útil para mejorar el rendimiento del corte y diseñar programas de entrenamiento apropiados. Algunos estudios ya han abordado la cinemática de la pierna de apoyo en el movimiento de corte (McLean et al., 2005; Sigward and Powers, 2007). Ellos debatieron el riesgo de lesiones de la pierna en el movimiento de corte, pero no determinaron los efectos de la técnica de movimiento sobre el rendimiento de corte. Por lo tanto, los propósitos de este estudio fueron investigar la cinética de las articulaciones de la pierna de apoyo e identificar los roles de las articulaciones en la técnica de paso lateral.

MÉTODOS

Procesamiento y recolección de datos

Veinte jugadores universitarios de fútbol, basquetbol, rugby, y hándbol (edad, 20.3 ± 0.8 años; altura 1.76 ± 0.06 , masa corporal 73.15 ± 7.69 kg) participaron en este estudio. Ellos ejecutaron tres series de carrera con dirección de corte de 30° , 60° , y 90° con técnica de corte de paso lateral (Figura 2). Los sujetos comenzaron desde una línea de 10 m hacia la plataforma de fuerza (9287B, Kistler Instrument AG) y corrieron a través de la línea final. Se les pidió pisar sobre la plataforma de fuerza con un solo pie y correr a través del área cronometrada tan rápido como sea posible. Tres coordenadas dimensionales de 47 marcadores retro reflexivos fijados sobre el cuerpo fueron apuntados con un sistema de cámara Vicon T10 (Vicon Motion Systems, Ltd.) con usando ocho cámaras que operan a 250 Hz. Las fuerzas de reacción al suelo fueron obtenidas con una plataforma de fuerza Kistler insertada en el piso del laboratorio en una tasa de muestra de 1000 Hz. Estos datos fueron capturados simultáneamente y fueron sincronizados en tiempo con un sistema Vicon. Se mejoraron las coordenadas por un filtro digital Butterworth, con frecuencias de corte de 7.5 a 12.5 Hz decididas por el método residual.

Se estimaron las coordenadas del centro de gravedad luego de los parámetros segmentarios corporales de atletas japoneses (Ae, 1996), y luego se diferenciaron por la velocidad y aceleración del centro de gravedad. Se definió el ángulo de cambio dirección como el ángulo entre los vectores de velocidad horizontal del centro de gravedad del cuerpo completo en el pie de salida y el pie final. Se obtuvo la velocidad angular articular como la diferencia en las velocidades angulares de los segmentos adyacentes que componen la articulación al sustraer la velocidad angular del segmento proximal desde una distal en el sistema de coordenadas global, y se transformó en un sistema de coordenadas articulares. Un enfoque de dinámica inversa con un modelo de tres cuerpos rígidos que consiste en los segmentos del muslo, la pierna, y el pie se usó para calcular los torques de las articulaciones en la cadera, la rodilla y tobillo de la pierna de apoyo. Se calculó la potencia articular como el producto interno del torque articular y la velocidad angular articular.

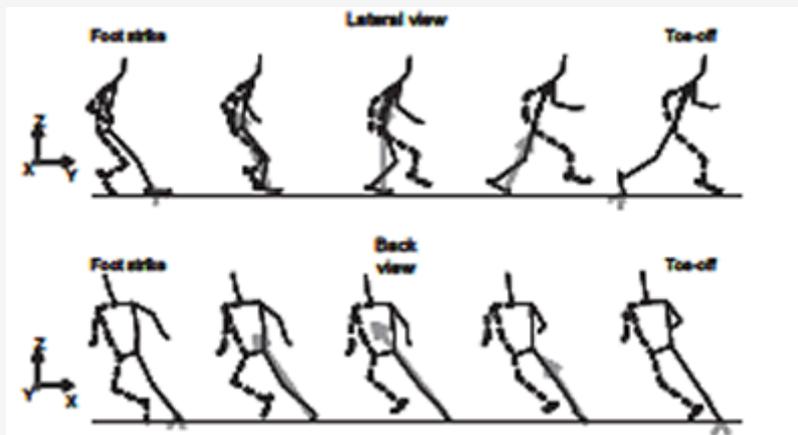


Figura 1. La secuencia de la figura del dibujo y el vector de fuerza de reacción al suelo de la técnica de corte del paso lateral (desde el apoyo del pie hacia el despegue del dedo) en la dirección de 90° (dibujo de arriba, vista lateral; dibujo de abajo, vista posterior).

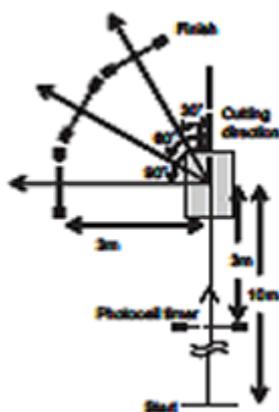


Figura 2. La configuración experimental y las tres direcciones de corte.

Se dividieron el torque articular y la potencia de torque articular por la masa corporal de los sujetos, y se normalizó por el tiempo de apoyo como el 100% y después fueron promediados. Se usó ANOVA para evaluar los efectos del ángulo de corte con un nivel equitativo establecido en 5%. La prueba de Sheffe's fue usada para determinar la diferencia significativa entre los ángulos de corte.

RESULTADOS

La velocidad del centro de gravedad horizontal disminuyó después del impacto del pie hacia el apoyo medio, y luego aumentó hacia la salida del pie durante la fase de apoyo de todas las direcciones. Las magnitudes de la velocidad del centro de gravedad y el pie de apoyo fueron 6.88 ± 0.31 m/s en la dirección de 30° , 5.49 ± 0.46 m/s en la dirección de 60° , 3.82 ± 0.28 m/s en la dirección de 90° . La velocidad del centro de gravedad fue mayor en la dirección de 30° que en las direcciones de 60° y 90° , y en la dirección de 60° que en la dirección de 90° en tres instancias. El ángulo de cambio de dirección de la velocidad del centro de gravedad fue menor en la dirección de 30° que en las direcciones de 60° y 90° , y menor en la dirección de 60° que en la dirección de 90° .

La figura 3 muestra los patrones promedio de la velocidad angular articular (máxima), torque articular (medio), y potencia lector que articular (baja) del tobillo (izquierdo) y rodilla (derecha) de la pierna de apoyo. La articulación del tobillo se flexiono dorsalmente después del impacto del pie y luego se flexiono de manera plantar, y el torque de flexión plantar fue ejercido a través de la fase de soporte en todas las direcciones de corte. El torque de flexión plantar pico fue mayor en la dirección de 30° (3.61 ± 0.64 Nm/kg) que en las direcciones de 60° (3.19 ± 0.54 Nm/kg) y 90° (2.83 ± 0.58 Nm/kg) ($p < 0.01$), y mayor en la dirección de 60° que en la dirección de 90° ($p < 0.05$). La potencia de torque de la articulación del tobillo fue negativa en la primera fase y positiva en la segunda fase, y la potencia positiva pico fue mayor en la dirección de 30° (39.37 ± 10.76 W/kg) que en las direcciones de 60° (30.74 ± 8.34 W/kg) y 90° (23.15 ± 7.39 W/kg) ($p < 0.01$), y mayor que la dirección 60° que en la dirección de 90° ($p < 0.05$).

La articulación de rodilla se flexionó después del apoyo del pie y comenzó a extenderse antes del apoyo medio, y se ejerció un torque en extensión en casi toda la fase de soporte, y repuntó alrededor del 5% y del 40% del tiempo de soporte, pero no hubo diferencias significativas en el torque de extensión pico entre las tres direcciones. La potencia de torque articular de la rodilla fue negativa en la primera fase y positiva en la segunda fase, pero no hubo diferencias significativas en el torque de extensión pico y en la potencia torque pico entre las tres direcciones.

La figura 4 muestra los patrones promediados de la velocidad angular articular (máxima), el torque articular (medio), y la potencia torque articular (baja) de la extensión y flexión de cadera (izquierda) y la abducción y aducción (derecha) de la pierna de apoyo. Ya que el torque articular y la potencia de torque de la rotación interna y rotación externa de cadera fue mucho menor que en aquellas de los otros, aquellos resultados fueron descartados por la simplicidad. La articulación de cadera se extendió a lo largo de la fase de apoyo y se ejerció un torque de extensión importante en la primera fase y en el torque de flexión en la segunda fase. El torque de extensión pico fue mayor en las direcciones de 30° (4.50 ± 1.29 Nm/kg) y 60° (4.53 ± 1.55 Nm/kg) que en la dirección de 90° (3.30 ± 1.09 Nm/kg), mientras que no hubo diferencias significativas en el torque de flexión pico. La potencia de torque de extensión y flexión de cadera fue positiva en la primera fase y negativa en

la segunda fase. La potencia pico positiva fue mayor en la dirección de 30° ($14.11 \pm 5.78 \text{ W/kg}$) que en la dirección de 60° ($10.29 \pm 5.02 \text{ W/kg}$) y 90° ($6.44 \pm 4.66 \text{ W/kg}$) ($30^\circ\text{-}60^\circ$; $p < 0.05$, $30^\circ\text{-}90^\circ$; $p < 0.01$), y mayor en la dirección de 60° que en la dirección de 90° ($p < 0.01$). La potencia pico negativa fue mayor en la dirección de 30° ($-15.89 \pm 5.93 \text{ W/kg}$), que las direcciones de 60° ($-10.40 \pm 3.70 \text{ W/kg}$) y 90° ($-8.26 \pm 4.45 \text{ W/kg}$) ($p < 0.01$), y mayor en la dirección de 60° que en la dirección de 90° ($p < 0.05$).

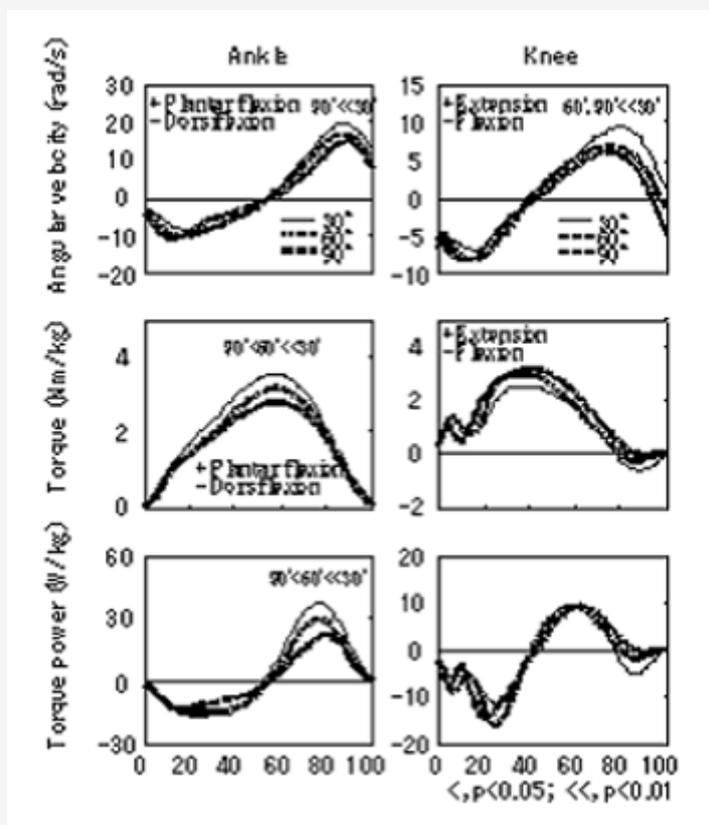


Figura 3. Patrones promediados de las velocidades angulares articulares (superior), y potencias torques articulares (inferior) del tobillo (izquierdo) y la rodilla (derecha) de la pierna de apoyo durante la fase de apoyo.

vertical sobre la articulación de cadera. Por lo tanto, el torque de extensión de cadera se extendería para prevenir que la articulación de cadera colapse inmediatamente después del apoyo del pie. Ya que el torque de extensión de rodilla disminuyó después del 10% del tiempo de apoyo y el torque de extensión de cadera se elevó alrededor del 15% del tiempo de apoyo, los extensores de cadera compensarían la disminución en el torque de extensión de rodilla para apoyar el cuerpo. Los extensores de cadera ejercieron la potencia positiva en la primera fase y los flexores ejercieron la potencia negativa la segunda fase. Estos resultados sugieren que la cadera contribuyó a mantener la energía mecánica y la velocidad del centro de gravedad en la primera fase y obligar a la hiperextensión de la cadera en la segunda fase y en las fases de recuperación temprana. Ae et al. (1986) investigaron la cinética de las articulaciones de la pierna en la carrera de aceleración. Ellos revelaron que los extensores de rodilla y tobillo ejercieron la potencia negativa en la primera fase y la potencia positiva la segunda fase, aunque los extensores de cadera ejercieron la potencia positiva después del apoyo del pie y luego ejercieron la potencia negativa. Los resultados de la cinética de las articulaciones de la pierna de apoyo en este estudio y en investigaciones sobre la carrera de aceleración indican que los roles de las articulaciones de la pierna durante los movimientos de corte fueron similares a aquellos en las carreras de aceleración lineal.

Se esperaba que el torque de abducción de la cadera se ejerciera para incrementar la fuerza de reacción al suelo interior y para cambiar la dirección de la velocidad el centro de gravedad. Sin embargo, la cadera ejerció el torque de aducción inmediatamente después del apoyo del pie, especialmente en las direcciones de 60° y 90°. Como los sujetos con el apoyo del pie afuera del movimiento de corte inclinaron su pierna de apoyo hacia adentro, se suponía que el momento de abducción de la fuerza de reacción al suelo vertical se aplicaría alrededor de la articulación de cadera. Por lo tanto, el torque de aducción de cadera se ejercería para prevenir que la articulación de cadera colapse y se estabilice el cuerpo inmediatamente después apoyo del pie. La fuerza de reacción al suelo interna alcanzó un pico de alrededor del 50% del tiempo de apoyo, y la rodilla y el tobillo ejercieron toques de extensión importantes alrededor del apoyo medio. Éstos resultados sugieren que la rodilla y el tobillo contribuyeron a incrementar la fuerza de reacción al suelo hacia dentro en vez de la articulación de cadera porque la pierna de apoyo se inclinó hacia adentro. La cadera jugaría un rol para controlar la postura, especialmente en direcciones de 60° y 90°. Por otro lado, la cadera ejerció un torque de abducción después del 10% del tiempo de apoyo en la dirección de 30°. Ya que el torque de tensión pico de la rodilla fue menor en la dirección de 30° que en la dirección de 90°, la cadera había tenido que ejercer el torque de abducción para compensar el torque menor de la rodilla y para incrementar la fuerza de reacción al suelo interna. Además, la velocidad de aducción de cadera disminuyó después del 30% del tiempo de apoyo y la cadera se abdujo en la dirección de 30°. Este cambio de la velocidad de abducción y aducción de cadera sugiere que el torque de abducción mayor de la articulación de cadera en la dirección de 30° aumentó la velocidad de abducción.

Conclusiones

Los roles que tuvieron los extensores de cadera, rodilla y tobillo en la técnica de corte de paso lateral fueron similares a aquellos en la carrera de aceleración lineal. Las potencias positivas y negativas ejercidas por los flexores plantares de tobillo y extensores de rodilla absorbieron y generaron la energía mecánica durante la fase de soporte en el movimiento de corte. La cadera no parecería generar gran energía pero si controlar la postura del cuerpo, especialmente en direcciones de 60° y 90°. En la dirección de 30°, sin embargo, ya que el torque de extensión de rodilla fue menor que en la dirección de 90°, la cadera ejerció el torque de abducción para compensar el torque menor de la rodilla e incrementar la fuerza de reacción al suelo interna.

REFERENCIAS

1. Ae, M., Miyashita, K., Yokoi, T., Ooki, S., and Shibukawa K (1986). Mechanical powers and contributions of the lower limb muscles during running at different speeds (in Japanese). *Bull, Health & Sports sciences, Univ. of Tsukuba*, 9, 229-239
2. Ae M (1996). Body segment inertia parameters for Japanese children and athletes (in Japanese). *Japanese Journal of Sports Sciences*, 15, 155-162
3. McLean, S.G., Huang, X., and Van Den Borget, A.J (2005). Association between lower extremity posture at contact and peak knee valgus moment during sidestepping: Implications for ACL injury. *Clinical Biomechanics*, 20, 863-870
4. Neptune, R.R., Wright, I.C., & Van Den Bogert, A.J (1999). Muscle coordination and function during cutting movements. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31(2), 294-302
5. Sigward, S.M., and Powers, C.M (2007). Loading characteristics of females exhibiting excessive valgus moments during cutting. *Clinical Biomechanics*, 22, 827-833
6. Winter DA (2004). Biomechanics & motor control of human movement. *New York: John Wiley & Sons*

Cita Original

Yuta Suzuki, Michiyoshi Ae, Shunsuke Takenaka and Norihisa Fujii. Kinetics of the support leg joints in the side step cutting technique. Portuguese Journal of Sport Sciences11 (Suppl. 2), 2011