

Análisis dinámico comparativo del efecto de la técnica del movimiento del *snatch* sobre la articulación de la rodilla

Comparative dynamic analysis of the effect of a well-performed technique of the *snatch* on the knee joint

Diana Yaquelín Barrero-Malagón^{1a}, Laura Juliana Suárez-Collazos^{2b}

¹Dinámica, Departamento de Ingeniería Mecánica, Universidad de los Andes, Colombia. Correo electrónico: ^a dy.barrero10@uniandes.edu.co, ^b l.suarez165@uniandes.edu.co

Recibido: 18 octubre, 2018. Aceptado: 25 enero, 2018. Versión final: 8 febrero, 2018.

Resumen

El *snatch* es un ejercicio recurrente en las nuevas tendencias deportivas implementadas en los últimos años, en el que se ha evidenciado un alto potencial de lesión en el sistema musculoesquelético del deportista, particularmente en los miembros inferiores, como consecuencia de la mala ejecución de la técnica del movimiento. El propósito de este estudio es realizar un análisis comparativo sobre el movimiento del *snatch* en practicantes de *crossfit* del mismo género, con diferentes niveles deportivos (principiante y avanzado), partiendo de parámetros de posición y fuerza para determinar las cargas dinámicas que soporta la articulación de la rodilla durante la ejecución de un ciclo completo. Se estudió la dinámica del *snatch* de dos mujeres, una profesional y una principiante, teniendo en cuenta el movimiento con barra y sin barra. Los resultados fueron obtenidos a partir de un análisis realizado con el método de captura de movimiento en 3D (*motion capture*), implementando el protocolo Helen Hayes. Se utilizaron cuatro cámaras OptiTrack Prime 13 a 100 Hz, con marcadores pasivos y plantillas de fuerza Moticon (Sensing Foot Dynamics) operando a 50 Hz. La información encontrada indica que existen diferencias en la técnica del movimiento entre las mujeres, de modo que se genera un incremento en las reacciones de fuerza de 6,11 % sobre la articulación de la rodilla de la mujer principiante con respecto a la profesional. La potencia generada en un ciclo de movimiento por la principiante es superior 171,81 % con respecto a la profesional, debido a las velocidades utilizadas durante la etapa de atrape, cuando se realiza el movimiento sin barra, y es 5,08 % superior en la principiante durante el segundo halón cuando se utiliza la barra.

Palabras clave: articulación de la rodilla; biomecánica; captura de movimiento; *snatch*.

Abstract

The *Snatch* is part of the sport of weightlifting currently used in recreational strength training workouts, and it has shown a high potential of musculoskeletal injury risk of lower limbs due to poor executions of the exercise. The main purpose of this study is to present a comparative dynamic analysis of motion on cross fitters of the same gender but of different sport level (beginner and professional), based on position and force data obtained from a capture motion analysis using the “Helen Hayes” protocol. The dynamic reactions on the knee joint of two women performing the *Snatch* with and without a weighted bar are presented for the three phases of a well-performed technique. Subjects were instrumented with “Moticon” force sensors (Sensing Foot Dynamics) operating at 50 Hz; four cameras “OptiTrack Prime 13” at 100 Hz with passive markers were used to provide the input parameters of the dynamic analysis. Information found indicates that there is a 6.11% increase in the reaction forces supported by the knee joint of the beginner compared to the one of the professional crossfitter. However, power generation along the complete

motion of the *Snatch* is 171.81% higher for the beginner during the catching phase when using a not weighted bar and 5.08% higher for the professional women during the second pull when using the bar.

Keywords: biomechanics; knee joint; *snatch*; motion capture.

1. Nomenclatura

m_n	Masa de n parte del cuerpo [kg]
a_{y_n}	Aceleración en el eje y de n parte [m/s ²]
N_1	Fuerza normal generada punta del pie [N]
W_n	Peso de n parte del cuerpo [N]
Y_n	Fuerzas en el eje y de n parte del cuerpo [N]
CM_n	Centro de masa de n parte del cuerpo [m]
P_{y_n}	Posición plano y de n parte del cuerpo [m]
M_c	Masa del cuerpo [kg]
L_p	Longitud de la pantorrilla [m]
C_p	Circunferencia de la pantorrilla [m]
A_t	Anchura del tobillo [m]
h_t	Altura del tobillo [m]
L_f	Longitud del pie [m]

2. Introducción

El *crossfit* es una tendencia *fitness* de entrenamiento, utilizada por profesionales y practicantes con fines recreativos, que busca mejorar el acondicionamiento físico de las personas, con base en la ejecución de movimientos funcionales de alta intensidad. Uno de los movimientos más utilizados es el *snatch*, que tiene como origen ejercicios que pertenecen a la disciplina de levantamiento de pesas y se caracteriza por movimientos de alta potencia. Se ha evidenciado un alto índice de lesión en la articulación de la rodilla, debido a la mala implementación de la técnica del movimiento y a las altas cargas cíclicas a las que está expuesto el deportista durante el entrenamiento.

Debido a la alta demanda de este ejercicio se han realizado estudios sobre el análisis dinámico, particularmente de la biomecánica del movimiento en atletas profesionales. Estos análisis utilizan como base modelos dinámicos en forma de cadenas cinemáticas compuestas por cuerpos rígidos, en este caso aplicado al tren inferior. Debido a la naturaleza del movimiento, el estudio del *snatch* se realiza sobre el plano sagital que permite simplificar a un modelo bidimensional.

La cadena cinemática está compuesta por dos (2) eslabones rígidos que representan el pie y la pierna, respectivamente, con mecanismos de unión tipo pin en cada una de las articulaciones, es decir, en el tobillo y la rodilla. Para el estudio dinámico se toma como punto de

referencia global un centro de rotación sobre el eje perpendicular al plano sagital ubicado en la punta del pie y los marcos de referencia locales en cada una de las articulaciones (véase figura 1).

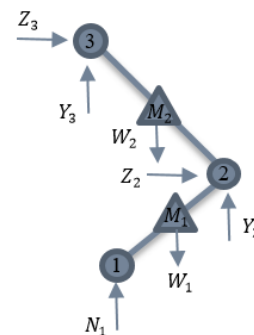


Figura 1. Cadena cinemática tren inferior.

Las ecuaciones cinéticas representativas de este modelo para el pie son las siguientes:

$$\sum F_y = m_1 a_{y_1} \quad (1)$$

$$N_1 - W_1 + Y_2 = m_1 a_{y_1} \quad (2)$$

Para el sistema de la pierna:

$$\sum F_y = m_2 a_{y_2} \quad (3)$$

$$Y_2 - W_2 + Y_3 = m_2 a_{y_2} \quad (4)$$

Con estas ecuaciones se calcula la reacción en la articulación de la rodilla:

$$Y_3 = m_2 a_{y_2} - W_1 - m_1 a_{y_1} + W_2 + N_1 \quad (5)$$

Para la estimación de la posición en cada uno de los puntos de interés de la cadena cinemática, se utilizó el modelo de ubicación de marcadores pasivos Helen Hayes. Este método se utiliza en la investigación sobre marcha y consiste en 15 marcadores pasivos, ubicados estratégicamente sobre el sujeto de prueba, para generar un modelo del tren inferior (véase figura 2). Tal como lo exponen Valencia-Aguirre *et al.* [1], el análisis de marcha es útil para determinar las reacciones sobre la articulación de la rodilla, debido a la naturaleza de su movimiento, en un plano donde las fuerzas que producen los grupos musculares aislados sobre la rodilla son representativas.

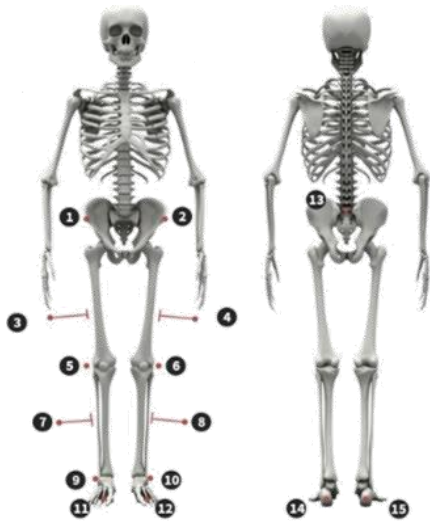


Figura 3. Posición de marcadores protocolo Helen Hayes. Tomado de la ref. [2].

Con base en estos puntos se logra obtener la cinemática del movimiento del tren inferior para su posterior procesamiento.

El cálculo del centro de masa de cada uno de los cuerpos se realiza a partir del estudio presentado por Chandler *et al.* [2]. Este se utilizó para la estimación de la posición vertical del plano sagital con ayuda del protocolo Helen Hayes:

$$CM_1 = P_{y_2} + 0,44 (P_{y_1} - P_{y_2}) \quad (6)$$

$$CM_2 = P_{y_3} + 0,42 (P_{y_2} - P_{y_3}) \quad (7)$$

Por otro lado, para el cálculo de la masa de cada miembro, Chandler *et al.* [2] plantean una comparación de formas geométricas y un análisis estadístico a partir de las dimensiones antropométricas del deportista (véase figura 3).

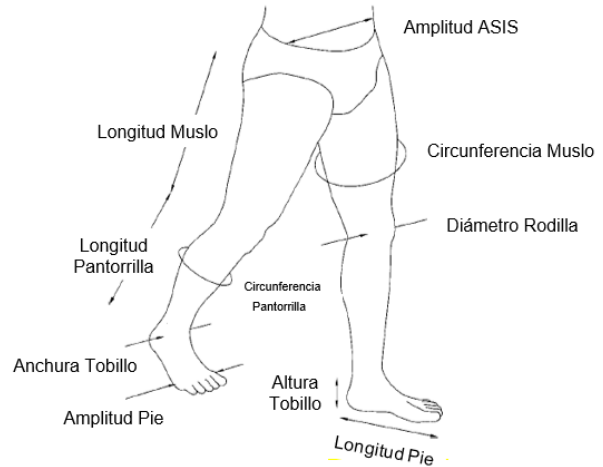


Figura 4. Medidas antropométricas. Tomado de la ref. [3].

Las ecuaciones para determinar la masa de cada parte del cuerpo son las siguientes:

$$m_1 = 0,0226(M_c) + 31,33 L_p (C_p)^2 + 0,016 \quad (8)$$

$$m_2 = 0,0048 M_c + 254,5 A_t h_t L_f - 0,065 \quad (9)$$

El cálculo de la potencia se determina a partir de la fuerza de la cadena cinemática representada por Y_3 , y la velocidad vertical del punto 3, a través del tiempo (véase figura 1).

De los artículos previos sobre el análisis dinámico especializado en la biomecánica de movimientos de levantamiento de pesas con atletas profesionales se pueden destacar los siguientes: 1) El estudio realizado por Teodoru *et al.* [3], titulado “Concentration Time in 53 kg Women’s Weightlifting Clean and Jerk Style,” en el cual se presenta un estudio focalizado en mujeres practicantes de halterofilia desde su implementación en los Juegos Olímpicos en el año 2000. En él se identificó una relación entre personas del mismo género, que dio una idea de los parámetros fundamentales para analizar este tipo de movimientos. Se pudo concluir que el tiempo de concentración es inversamente proporcional al peso levantado, por lo cual, entre más pesado, menor es el tiempo de preparación comprendido en el rango de 26,24 [s] a 3,5 [s]. 2) Beltrán *et al.* [4] presentan estudios realizados en Latinoamérica con atletas profesionales, en

su proyecto titulado “Biomechanical analysis of weightlifting during the second pull snatch done for an athlete Vargas state in the National Youth Sports Games 2013.” Se pudo evidenciar un primer acercamiento a un grupo latinoamericano de deportistas. De allí surgió una aproximación del grupo de personas apto para desarrollar el estudio y realizar el análisis a través de la metodología de captura de movimiento. 3) Gourgoulis *et al.* [5] presentan, en su estudio “Comparative 3-Dimensional Kinematic Analysis of the Snatch Technique in Elite Male and Female Greek Weightlifters,” un análisis comparativo de la técnica entre género del movimiento del *snatch*, con base en los diferentes momentos del movimiento. Los datos más relevantes en la investigación son el ángulo de la rodilla generado durante el movimiento, en el que se establece un ángulo máximo de la rodilla de $139^\circ \pm 4,19^\circ$ para hombres y $129^\circ \pm 11^\circ$ para mujeres, y una velocidad lineal vertical máxima de $1,66 \pm 0,06$ m/s para hombres y $1,98 \pm 0,09$ m/s para mujeres. Sin embargo, no se cuenta con artículos académicos referentes a estas técnicas en personas aficionadas.

El objetivo de este proyecto es presentar un análisis comparativo del efecto de la técnica del movimiento del *snatch* sobre la articulación de la rodilla en mujeres colombianas, con diferentes niveles de experiencia en la ejecución del ejercicio, a través de la metodología de captura de movimiento en 3D. La implementación de un protocolo de experimentación y un análisis de dinámica directa e inversa son presentados.

3. Metodología

3.1. Enfoque experimental

El objeto de estudio de este trabajo son las reacciones sobre la articulación de la rodilla de dos deportistas mujeres cuando realizan un ciclo completo del *snatch* con una barra de 0,5 kg de peso (2,22 % referente a la barra olímpica y considerada en este estudio como “barra sin peso”) y una barra olímpica de 22,5 kg.

Las participantes se seleccionaron considerando similitudes en su condición antropomórfica (altura y peso), con diferentes niveles de experiencia en la ejecución del ejercicio (principiante y profesional). Ambas mujeres son practicantes de *crossfit*, en buen estado salud, sin historial de lesiones en las extremidades inferiores o antecedentes quirúrgicos. La participante de nivel avanzado es una mujer de 24 años, 155 cm de altura y $55,66 \pm 0,71$ kg de peso, y la principiante es una mujer de 21 años, 162 cm de altura y $55,49 \pm 0,45$ kg de peso. El estudio se dividió en tres etapas: preprocesamiento, ejecución y posprocesamiento. En la etapa de pre-

procesamiento se tomaron datos antropométricos de los sujetos de prueba con una cinta métrica (resolución de 0,001 m) y un calibrador Vernier (resolución 0,01 mm), y se pesaron con una balanza convencional (resolución de 0,1 kg). Posteriormente, se ejecutaron las pruebas y se recolectaron datos cinemáticos, por medio del uso de cuatro cámaras OptiTrack Prime 13 trianguladas, para evitar brillos sobre la barra o sujetos de prueba, y obtener un modelo dinámico en 3D. Se utilizó un conmutador de filtro de luz entre 800 nm (IR) / 700 nm (visible) necesaria para la captura de los marcadores pasivos dados por el fabricante a 240 FPS (resolución de 0,01 s y 0,01 mm). Los datos de cinética generados por el participante se midieron a través de plantillas de fuerza Motion [6], las cuales tienen 13 sensores de presión que permiten realizar una medición de las fuerzas generadas sobre la superficie del pie (se utilizó una resolución de 0,02 s y 0,01 N). Las imágenes y los videos tomados durante la experimentación se tomaron con una cámara profesional Cannon 3243243, para garantizar la calidad de la ejecución de la prueba y coordinar los datos obtenidos con cada uno de los equipos utilizados en un ciclo de movimiento. Una vez generadas las pruebas, se realizó un procesamiento de datos por medio del *software* Moticon Science y se realizó un análisis de dinámica directa e inversa.

3.2. Análisis estadístico

Se obtiene un muestreo de 14 pruebas por persona referente al movimiento, y, en total, se recogen 28 pruebas de estudio. Por otro lado, se cuenta con cinco medidas en el estudio antropométrico y la obtención de masa del cuerpo. Con este muestreo se seleccionó la distribución estadística t-Student ideal para un tamaño de población pequeña (menor de 30 datos). Los datos se presentan con una confiabilidad del 95 %.

4. Discusión de resultados

4.1. Posición y técnica

En primera instancia, se observa la posición obtenida por la rodilla en el plano-y del eje sagital del cuerpo, respecto a un marco de referencia global, durante el movimiento con y sin el uso de la barra para cada uno de los sujetos de prueba. En esta se puede observar la técnica realizada por la persona de estudio durante un ciclo (véase figura 4). El ciclo se basa en la diferencia de técnica presentada en el estudio de V. Gourgoulis [5], el cual divide el movimiento en primer halón, segundo halón, atrape y ascenso. Asimismo, se observa la diferencia entre la similitud del movimiento entre la extremidad derecha e izquierda y la comparación entre las dos participantes.

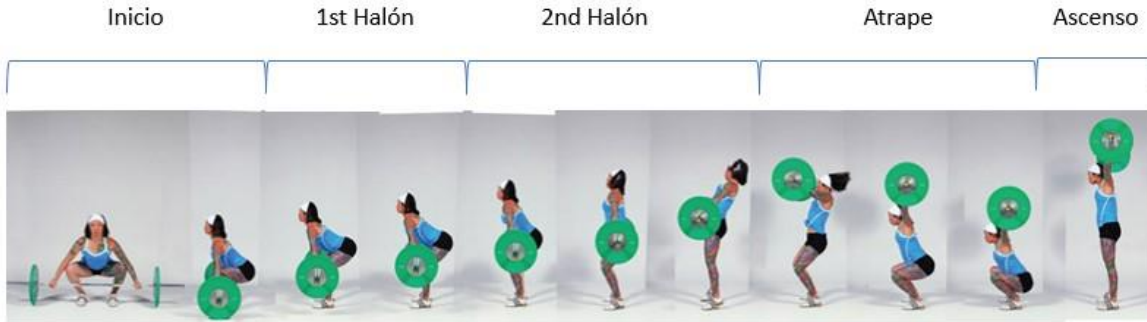
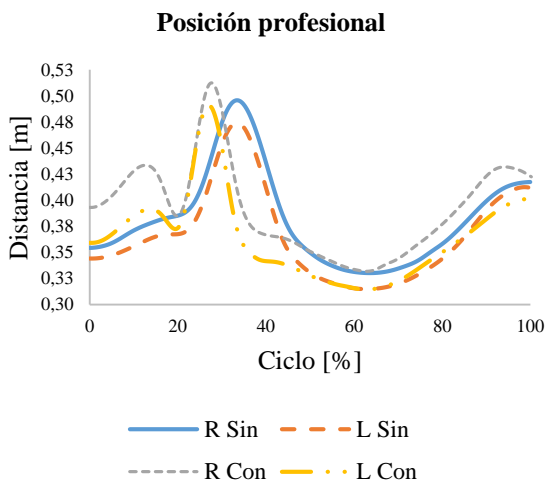


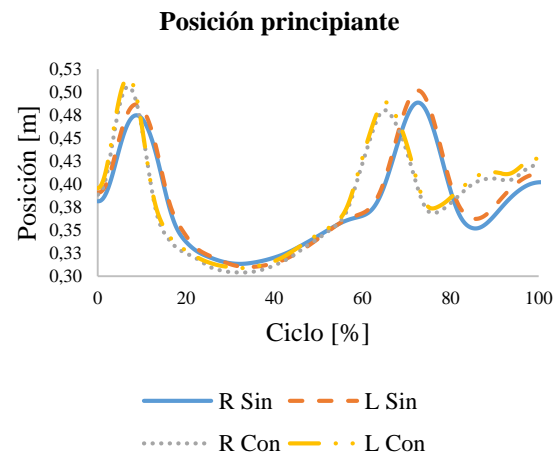
Figura 5. Ciclo del movimiento *snatch*.

A continuación, se presentan los resultados sin el uso de la barra olímpica de las dos personas.



Gráfica 1. Posición de la profesional con y sin barra.

Se evidencia una diferencia significativa en la forma de desarrollar el movimiento. Por un lado, como se muestra en la gráfica 1, la profesional presenta el primer halón entre el 0-20 % del movimiento, seguido del segundo halón realizado entre el 20-32 %, con lo que llega a la máxima extensión de la rodilla en este punto. Por otro lado, la principiante (véase gráfica 2) presenta la etapa del primer y del segundo halón entre el 0-9 % del ciclo del movimiento. Esto se debe a la falta de experiencia en la realización de la técnica, la cual no presenta una transición clara entre las etapas de halón del movimiento.

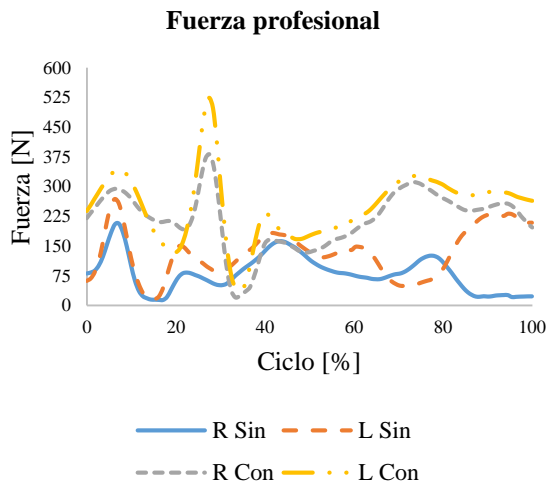


Gráfica 2. Posición principiante con y sin barra.

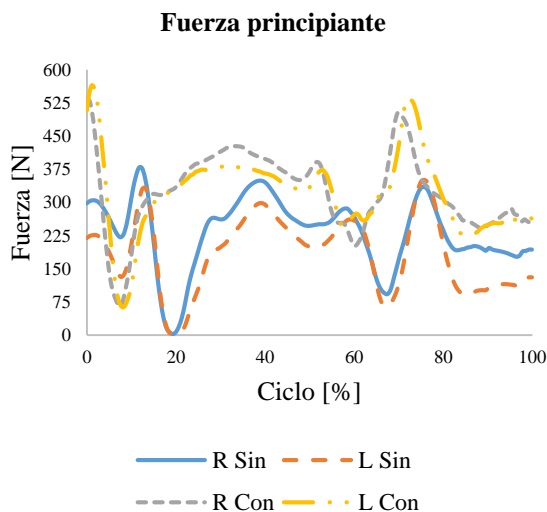
La profesional ejecuta la fase de ascenso del movimiento entre el 65-100 %, del ciclo sin cambios significativos de posición del punto de la rodilla, lo que constituye una técnica correcta del *snatch*, según el estudio de V. Gourgoulis [4]. Sin embargo, este no es el caso con la persona principiante, pues presenta una atrape entre el 32-65 % y realiza un salto, lo que genera un halón adicional entre el 65-72 % del ciclo e incrementa un 11,11 % la posición de la rodilla en el plano- y . Además, se evidencia la generación de una nueva fase de atrape menos profunda (72-85 % del ciclo), que causa un nuevo ascenso hasta la posición de extensión total de la rodilla (85-100 %).

4.2. Fuerza

A continuación, se presentan las gráficas de fuerza sobre la articulación de la rodilla, obtenidas en el desarrollo del ejercicio.



Gráfica 3. Fuerza profesional con y sin barra.



Gráfica 4. Fuerza principiante con y sin barra.

Al realizar una comparación entre las Gráfica 3 y 4, se evidencia una diferencia en la pierna dominante (es esta la pierna que genera más fuerza), lo que significa que la profesional es más fuerte en la pierna izquierda y la principiante en la derecha. Esto está directamente relacionado con la estabilidad del tren inferior durante la ejecución del movimiento, como consecuencia de un trabajo en la parte central del cuerpo y centro de masa

neto del deportista. Sin embargo, para el objetivo de este estudio, esta información proyecta una relación entre el desbalance y las cargas en el plano sagital sobre la articulación de la rodilla. Es decir, que, para un mismo sujeto y, por ende, misma técnica, se pueden encontrar distintos valores de fuerza en cada una de las rodillas.

Por otro lado, se evidencia una diferencia en la fuerza generada en el segundo halón del movimiento. Al comparar la fuerza vertical máxima de la articulación de la rodilla la profesional produce 266 N, durante el segundo halón sin el uso de la barra, y 523,85 N, con el uso de la barra olímpica, mientras que la persona principiante produce 377 N, durante el segundo halón sin el uso de la barra, y 564,81 N, con el uso de la barra, de modo que se genera una diferencia de 41,73 % sin el uso de barra y de 6,11 % con barra, entre deportistas, respectivamente. Como se muestra en la sección de “Posición y técnica”, la incorrecta realización del movimiento produce un exceso de fuerza, ocasionado por un halón adicional, que produce, a su vez, una fuerza significativa en el movimiento que, si se realiza consecutivamente, puede llegar a generar lesiones articulares. Con base en el estudio de G. Calhoun *et al.* [5], la segunda lesión más recurrente producida por pesistas profesionales se encuentra en la rodilla, lo que conduce al desarrollo del síndrome de dolor patelofemoral en la articulación.

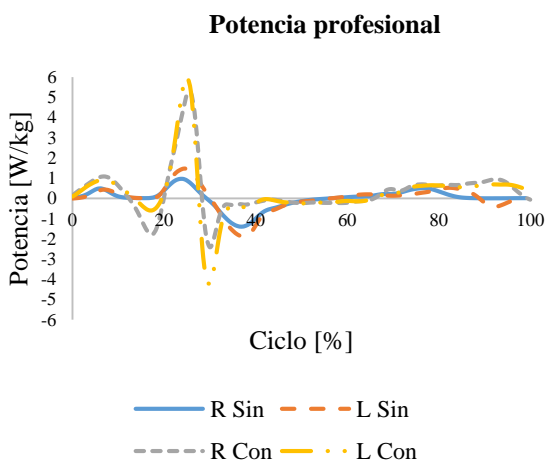
Al comparar los resultados con el estudio realizado por Chaparro D. *et al.* [6], se puede evidenciar que, para una rodilla sana, a medida que el ángulo de flexión aumenta, también lo hace la fuerza pico, lo que afecta, en términos generales, la biomecánica de la rodilla, debido a los cambios estructurales del sistema. Los ángulos analizados son comparables con los alcanzados durante la ejecución del movimiento del *snatch*, los cuales varían entre 10-115° durante las etapas de atrape o *squat*. Así como lo exponen los autores, a medida que el ángulo de flexión aumenta, la presión de contacto se incrementa, y genera una mayor carga sobre las articulaciones y los meniscos, los cuales amortiguan las cargas dinámicas. Esto produce un desgaste del sistema y aumenta la probabilidad de lesión por sobrecarga.

R. Escamilla *et al.* [7] realizaron un estudio donde determinaron que la lesión de rodilla es una de las más frecuentes en movimientos con ángulos de incidencia representativos, como los *squats*, debido a las fuerzas de cizalla y compresión del tibiofemoral y a la fuerza de compresión patelofemoral. Así como explican Waryasz *et al.* [8], la condición anatómica de estabilización de la patela consiste en una combinación de tendones de los cuádriceps, retináculos lateral y medial, sin embargo, en un rango de 0-30° de flexión, la patela no está totalmente

encajada en el canal patelar y se pueden generar lesiones, debido a inestabilidades o alineaciones incorrectas durante la ejecución del movimiento. Ahora, las fibras de colágeno que componen los meniscos son las encargadas de transferir las fuerzas compresivas en esfuerzos radiales. Esta conversión de fueras axiales a esfuerzos tensiles, a lo largo de las fibras de colágeno, depende de los ángulos de incidencia y de las magnitudes de las fuerzas a las que se somete la articulación [9]. Se puede concluir, entonces, que la condición anatómica de la articulación se ve afectada no solo por la magnitud de la fuerza, sino también por los ángulos de incidencia durante las operaciones de carga. Si a esto se le agrega un factor de fatiga, debido a las repeticiones de los movimientos y una mala ejecución de la técnica, donde se evidencian fuerzas de cizalla, debido a rotaciones transversales, se tiene como consecuencia una mayor predisposición a sufrir lesiones.

4.3. Potencia

El análisis de potencia se normalizó respecto al peso de cada participante [W/kg]. Los resultados se presentan a continuación:

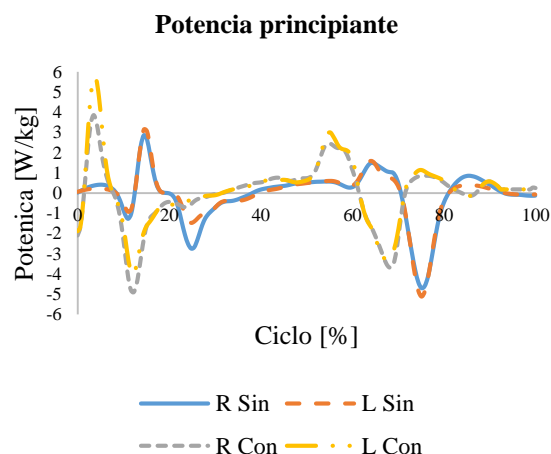


Gráfica 5. Potencia profesional con y sin barra.

Al realizar la comparación entre las dos personas, sin el uso de barra (véase Gráfica 6), se evidencia que la principiante produce una potencia máxima superior a la de la profesional, dado que la diferencia entre ellas en este instante (zona de atrape) es de 3,25 W/kg.

Ahora, con el uso de la barra olímpica, la mayor potencia la produce la profesional, ya que aumenta la velocidad a la hora de realizar el segundo halón. Al comparar la técnica se puede ver que, sin el uso de la barra, la etapa en la que más se produce potencia es la de atrape,

mientras que con el aumento de peso la etapa cambia a la del segundo halón.



Gráfica 6. Potencia principiante con y sin barra.

5. Conclusiones

El análisis comparativo entre las mujeres permite concluir que la mala ejecución de la técnica del movimiento incrementa las cargas sobre la articulación de la rodilla en un 42 % cuando se utiliza la barra sin peso y 8 % con la barra olímpica. Además, se evidencia un aumento de la carga cuando se realiza el movimiento sin barra y con barra. Este aumento es de 49 % para la profesional y de 33% para la principiante, respectivamente. Esta diferencia radica, principalmente, en la ejecución de un tercer halón durante el ciclo de movimiento. Es evidente que la principiante presenta un mayor desequilibrio cuando ejecuta el movimiento sin peso, y esto genera una mayor diferencia comparada con la profesional.

La potencia máxima desarrollada sin el uso de la barra por la principiante a lo largo de un ciclo de movimiento es mayor: 63,21 % respecto a la profesional, debido a las aceleraciones durante las zonas de transición. La ejecución del movimiento con barra y sin barra también afecta los valores máximos de potencia en 8,91 % para la principiante y 68,61 % para la profesional. En términos generales, los parámetros de fuerza y potencia permiten evidenciar un mayor potencial de lesión en los deportistas cuando se realiza el movimiento con una técnica inapropiada, pues periodos de transición adicionales requieren fuerzas de compensación adicionales sobre la articulación.

A partir de la información presentada anteriormente, se evidencia que la investigación presenta una variabilidad

significativa en la muestra de datos (genera una incertidumbre aproximada del 30 %), pues la inconsistencia humana al realizar el movimiento es recurrente e independiente de la precisión de los instrumentos de medición. La variabilidad de los resultados se puede mejorar aumentando el número de muestras con el grupo experimental y realizando un análisis estadístico más profundo entre las diferentes variables de correlación.

Agradecimientos

Agradecimiento al Departamento de Ingeniería Mecánica y de Ingeniería Biomédica de la Universidad de los Andes por el apoyo prestado durante esta investigación.

Referencias

- [1] F. Valencia-Aguirre, C. Mejía-Echeverría y V. Erazo-Arteaga, “Desarrollo de una prótesis de rodilla para amputaciones,” *Rev. UIS Ing.*, vol. 16, n. 2, pp. 23-34, 2017. doi: 10.18273/revuin.v16n2-201700.
- [2] STS Systems, “Helen Hayes: Colocación de Marcadores,” 2014.
- [3] C. L. Vaughan, B. L. Davis y J. C. O' Connor, *Dynamics of Human Gait*. Cape Town, South Africa: Kiboho Publishers, 1992.
- [4] V. Gourgoulis, N. Aggeloussis, P. Antoniou, C. Christoforidis, G. Mavromatis y A. Garas, “Comparative 3-Dimensional Kinematic Analysis of the *Snatch* Technique in Elite Male and Female Greek Weightlifters,” *J Strength Cond Res.*, vol. 16, no. 3, pp. 359–366, 2002.
- [5] G. Calhoun y A. Fry, “Injury Rates and Profiles of Elite Competitive Weighlifters,” *J Athl Train.*, vol. 34, no. 3, pp. 232–238, 1999.
- [6] D. Chaparro, C. Herrera, D. Villegas, “Tibiofemoral contact properties for different flexion angles on injured ACL knee joint,” *Rev. UIS Ing.*, vol. 17, no. 2, pp. 283-290, 2018. doi: 10.18273/revuin.v17n2-2018024.
- [7] R. Escamilla, “Knee biomechanics of the dynamic squat exercise,” *Med Sci Sports Exerc.*, vol. 33, no. 1, pp. 127-141, 2001.
- [8] G. Waryasz y A. Y. McDermott, “Patellofemoral pain syndrome (PFPS): a systematic review of anatomy and potential risk factors,” *Dynamic Medicine*, vol. 7, no. 9, 2008. doi: 10.1186/1476-5918-7-9
- [9] A. J. Fox, A. Bedi y S. A. Rodeo, “The Basic Science of Human Knee Menisci,” *Sports Health*, vol. 4, no. 4, pp. 340-351, 2012. doi: 10.1177/1941738111429419