

Propiedades cinemáticas de rodilla en respuesta a la posición de cuclillas: Implicancias para la rehabilitación.

Katherine Harris King, Departamento de Kinesiología, Universidad de Magallanes, Punta Arenas, Chile, Austral Integrative Neurophysiology Group, CADI-UMAG, Chile, katherine.harris@umag.cl

Matías Castillo-Aguilar, Departamento de Kinesiología, Universidad of Magallanes, Punta Arenas, Chile, Austral Integrative Neurophysiology Group, CADI-UMAG, Chile, matcasti@umag.cl

Patricio Barria Aburto, Corporación de Rehabilitación Cruz del Sur, Punta Arenas, Chile, Universidad Miguel Hernández de Elche, Elche España, pbarria@rehabilitamos.org

Rolando Aguilar Cardenas, Departamento de Ingeniería Eléctrica, Universidad de Magallanes, Punta Arenas, Chile, pbarria@rehabilitamos.org

Héctor Felipe Retamal Matus, Departamento de Kinesiología, Universidad de Magallanes, Punta Arenas, Chile, Austral Integrative Neurophysiology Group, CADI-UMAG, Chile, felipe.retamal@umag.cl

Cristian Núñez-Espinosa, Escuela de Medicina, Universidad de Magallanes, Punta Arenas, Chile, Austral Integrative Neurophysiology Group, CADI-UMAG, Chile, cristian.nunez@umag.cl

Resumen

Este trabajo estudia las propiedades cinemáticas de la articulación de rodilla mediante sistema optoelectrónico de captura de movimiento 3D para la grabación y el análisis de movimiento en respuesta a un protocolo de carga. Se valoró el perfil cinemático de la rodilla derecha e izquierda en diez sujetos sanos, antes y después de un protocolo de carga basado en la mantención de la posición de cuclillas por 10 minutos. La aplicación del protocolo de carga se asoció a una disminución en el valgo y del recorrido articular en el plano frontal de la rodilla derecha. En el eje axial se asoció a una disminución del rango de rotación externa sólo para la rodilla derecha, pero no para el segmento contrario ($p > 0.05$). No se observaron variaciones en el eje transversal posterior a la aplicación del protocolo de carga.

Abstract

This pilot work studies the kinematic properties of the knee joint using the 3D Optoelectronic motion capture system to record and analyze movement in response to a loading protocol. The right and left knee kinematic profile was assessed in ten healthy subjects before and after a loading protocol based on maintaining the squatting position for 10 minutes. The application of the loading protocol was associated with a decrease in valgus and joint travel in the frontal plane of the right knee. The axial axis was associated with a reduction in the range of external rotation only for the right knee but not for the opposite segment ($p > 0.05$). No variations were observed in the transverse axis after the application of the loading protocol.

Palabras clave: Rodilla, cinemática, cuclillas, análisis de movimiento.

Key words: Knee, kinematics, dynamic postural control, movement analysis.

1. Introducción

La posición en cuclillas es un gesto que se ha asociado a osteoartritis de rodilla (15), es considerado factor de riesgo de lesiones ocupacionales y en actividades presentes en la vida cotidiana que incluyen este gesto de forma repetida o mantenida. Existe un interés creciente en objetivar como estas habilidades son ejecutadas con una biomecánica eficiente de acuerdo a los requerimientos de un puesto de trabajo, actividad deportiva o recreativa que la demanda; para asegurar la salud física del individuo o decidir la reincorporación a sus actividades después de una lesión con el menor riesgo de recidivas.

La valoración funcional biomecánica permite comprender y estandarizar, a través de parámetros físicos, el comportamiento de patrones de funciones humanas, referencias útiles para evaluación clínica objetiva de la calidad de movimiento de sujetos con patología o lesión articular.

El objetivo de este trabajo fue estudiar las propiedades cinemáticas de la articulación de rodilla mediante sistema optoelectrónico 3D en respuesta a un protocolo de carga basado en la mantención de la posición de cuclillas.

Nosotros hipotetizamos que la mantención de la posición de cuclillas da lugar a cambios en la cinemática de rodilla.

2. Desarrollo

2.1 Marco teórico

La osteoartritis de rodilla es una condición clínica incapacitante, la prevalencia en mayores de 55 años es de 14,4%, cifra que supera incluso artrosis de cadera de 9%. (14) Tiene múltiples causas, entre ellos numerosos estudios asocian factores mecánicos que incluyen actividades repetidas y función muscular, que determinan sobreuso de la articulación, y aunque han sido estudiados principalmente en la ocupación (5) también existe un riesgo en aquellas actividades que la demandan y en aquellos sujetos jóvenes que han cursado con lesiones articulares de rodilla. (6)

Aunque el gesto de cuclillas se ha asociado a osteoartritis y cada vez hay mayor desarrollo de metodologías para valorar gestos específicos, los protocolos son muy diversos. Desde el punto de vista funcional, se han estudiado patrones biomecánicos de la sentadilla profunda, datos que pudieran servir como referencia para valorar la capacidad del gesto de cuclillas, aunque ellos difieren en protocolos de medición, posición del talón, recorrido de movimiento, mantención de la postura y carga (4,13). Por otra parte, las evaluaciones de la actividad de cuclilla en el contexto ocupacional se basan generalmente en base metodologías en base a cuestionarios (3).

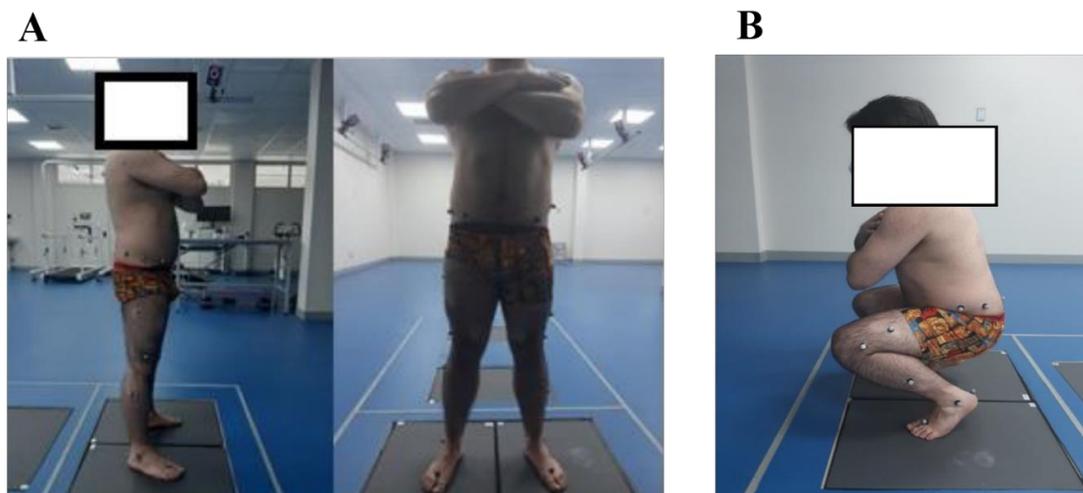
2.2 Método

En este estudio piloto descriptivo de las variables cinemáticas en respuesta a un protocolo de carga de la posición de cuclillas, se incluyeron a 10 sujetos de sexo masculino (edad, 39.8 ± 3.7 años; peso, 72 ± 7 kg; talla, 1.74 ± 0.05 m), sin patologías de rodilla, cadera o tobillo, ni cirugías de miembro inferior o columna. Todos los participantes firmaron un consentimiento informado, siguiendo las regulaciones establecidas por la declaración de Helsinki en relación a los principios éticos de estudios en seres humanos. Se registraron datos antropométricos para el escalado del modelo biomecánico.

Para el registro de datos se utilizó sistema de captura de movimiento VICON Nexus 2 (Oxford Metrics Group Ltda) constituido por 10 cámaras Vantage, con 16 marcadores pasivos reflectantes (14 mm) en referencias anatómicas según el modelo Plug-in-Gait LowerBody (2). Para procesamiento de datos se utilizó software Polygon 4.2.2. de Nexus.

Se creó un protocolo de medida de variables cinemáticas del gesto de cuclillas y un protocolo de carga (Figure 1), un nivel de EVA (Escala Visual Análoga) superior a 3 es causa de detenimiento de la prueba.

Figura 1. Protocolo de valoración y carga.



Nota: A, valoración del gesto inicial, desde bípedo debe realizar el gesto de ponerse en cuclillas hasta alcanzar el rango completo de flexión de rodilla e incorporarse hacia la bipedestación; B, protocolo de carga, el sujeto permanece en posición de cuclillas por 10 minutos. A, valoración del gesto final, se repite la valoración inicial una vez finalizado el protocolo de carga

Los estadísticos descriptivos de las variables continuas se expresan con la media y desviación estándar ($M \pm SD$). Para la comprobación de la normalidad se usó la prueba de *Shapiro-Wilk*. Se evaluó el rol del protocolo de carga usando la *t* de *Student* ($t_{Student}$) y la prueba de rangos con signo de *Wilcoxon* dependiendo de la aproximación a la normalidad de la distribución subyacente, presentando, además, la *g* de *Hedges* (g_{Hedges}) como tamaño de efecto para $t_{Student}$. Para la significancia estadística, fijamos una probabilidad de cometer un error tipo I (α) menor o igual al 5%, i.e. $p \leq 0.05$. Para el análisis estadístico se usó el lenguaje de programación *R* (12).

2.3 Resultados

Los resultados de las características biomecánicas son presentadas en la Tabla 1. Posterior a la aplicación del protocolo de carga, se observaron cambios en el eje anteroposterior asociados a una disminución en el rango de movimiento del valgo de rodilla solo para la rodilla derecha. En el recorrido total, se registraron hallazgos similares, en donde la carga aplicada significó una disminución del recorrido valgo-varo en las misma rodilla.

En el eje axial la posición de cuclillas se asoció con una disminución en el rango alcanzado en rotación externa del hemisferio derecho, pero no del segmento contralateral. Sin embargo, en el eje transversal no se observaron variaciones en ninguno de los parámetros evaluados posterior a la aplicación del protocolo de carga.

Tabla 1. Características biomecánicas evaluadas en relación a la aplicación del protocolo de pre- y post-carga, agrupados según el plano anatómico evaluado.

	Rodilla Derecha		Rodilla Izquierda	
	Pre	Post	Pre	Post
Eje transversal				
Rmax (°)	141.6 ± 9.3	138.9 ± 14.9	133 ± 8	132.8 ± 13.2
Tiempo Rmax (%)	62.2 ± 8.9	58.8 ± 7.3	64 ± 8.9	59.8 ± 7.5
Recorrido (°)	136.1 ± 9.8	135.7 ± 18.6	135.1 ± 5.1	131.3 ± 16.7
W max Asc (°/seg)	223 ± 47.6	222 ± 61.4	226.2 ± 49.7	218 ± 67.5
Tiempo W Asc (%)	81 ± 4.6	79.6 ± 8.7	81.3 ± 4.4	78 ± 4.7
W max Desc (°/seg)	166.7 ± 46.2	159.9 ± 61.7	161.5 ± 49.9	155.5 ± 66.1
Tiempo W Desc (%)	31.8 ± 9.1	33.5 ± 13.5	29.6 ± 7.4	32.8 ± 10.4
Eje anteroposterior				
Rango Varo (°)	5.1 ± 7.9	4.3 ± 8.3	6.9 ± 10.3	5.9 ± 11.4
Tiempo Rmax Varo (%)	95.8 ± 3.9	94.4 ± 4.8	93 ± 9.6	79.8 ± 23.4
Rango Valgo (°)	41.8 ± 13.2	37.9 ± 13.5 †	37.2 ± 19.7	35.7 ± 20.7
Tiempo Rmax Valgo (%)	60.6 ± 22.4	63 ± 22.6	61.4 ± 25.6	67 ± 22.9
Recorrido (°)	46.9 ± 10.3	42.1 ± 10.3 †	44.1 ± 13	41.6 ± 13.1
Eje axial				
Rango RI (°)	25.3 ± 22.1	29.9 ± 22	32.8 ± 20.9	35 ± 24.7
Tiempo Rmax RI (%)	56.6 ± 21.5	57.6 ± 18.4	61 ± 23.3	50.4 ± 30.7
Rango RE (°)	14.7 ± 9.4	10 ± 8.6 †	18.1 ± 11.6	14.7 ± 11.2
Tiempo Rmax RE (%)	85.8 ± 23.4	86.8 ± 19.1	88 ± 10.9	78.2 ± 25.8
Recorrido (°)	40 ± 22.9	40.1 ± 24.4	50 ± 25.7	48.8 ± 23.4

Nota: † Diferencias significativas comparado con periodo de pre-carga ($p < 0.05$). Rmax: rango máximo; Asc: ascendente; Desc: descendente; RI: rotación interna; RE: rotación externa; W max: velocidad angular.

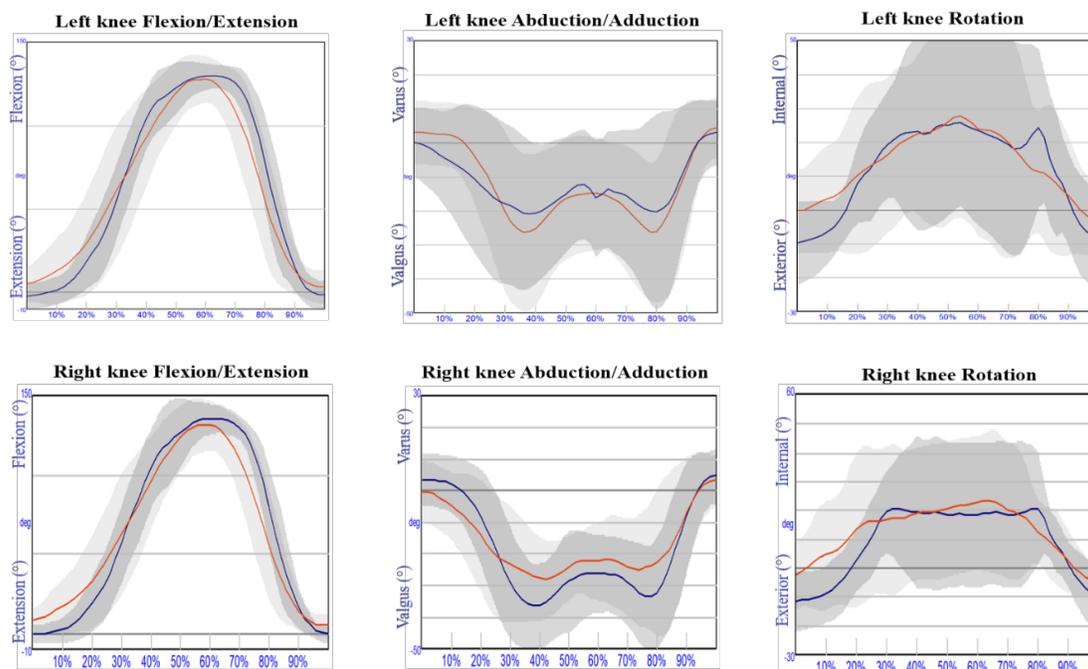
2.4 Discusión

La variabilidad observada en los sujetos se corresponde a una disminución del rango hacia el valgo de rodilla y del recorrido articular en el eje anteroposterior, así como del rango de rotación externa del complejo tibio-femoral registrados en el eje axial (Tabla 1). Estos hallazgos podrían explicarse a que la posición de cuclillas ha mostrado ser capaz de aumentar la rigidez del complejo aponeurosis-tendón (8,9), al igual que la coactivación de musculatura agonista-antagonista (10), pudiendo influir de esta manera en la limitación de los rangos articulares observados (11), protegiendo a la rodilla con un control postural dinámico eficiente en estos ejes en sujetos sanos. El control postural deficiente en los ejes anteroposterior y axial se asocian a un mayor riesgo de lesión articular (7). Los resultados obtenidos sugieren complementar el estudio con datos EMG

para determinar el origen neuromuscular de la variación y datos cinéticos para conocer el estado de la carga articular.

A pesar de que en el eje transversal se apreciaron disminuciones en la media de los rangos articulares alcanzados al igual que en los otros ejes, estas diferencias no fueron estadísticamente significativas en nuestro estudio. Se observa en la gráfica un patrón cinemático del ciclo de cuclillas. Una curva de movimiento de ciclos repetibles es susceptible de ser utilizado como referencia de valoración (1), aunque la desviación de los ejes anteroposterior y axial es mayor, los tiempos de los rangos máx. y velocidades angulares máximas no tuvieron variación significativa en ninguno de los ejes, demostrando que los eventos se reproducen de forma similar durante el recorrido, estableciendo un patrón.

Figura 2. Variabilidad cinemática de la evaluación de rodilla izquierda y derecha.



Nota: El ciclo en posición cuclillas y su desviación estándar son presentados: línea azul y sombra gris oscura, ciclo durante la precarga; línea roja y sombra gris clara, ciclo durante la poscarga.

3. Conclusiones

La aplicación de un protocolo de carga, basado en la mantención de la posición de cuclillas, se asoció a una disminución en los rangos articulares registrados en el eje anteroposterior (valgovar) y axial (rotación tibio-femoral) en el segmento derecho, pero no izquierdo, mientras que en el eje transversal (flexo-extensión) no se observaron cambios respecto del protocolo de carga.

Referencias

1. Baydal-Bertomeu JM, Page ÁF, Belda-Lois JM, Garrido-Jaén D, Prat JM. (2011) Neck motion patterns in whiplash-associated disorders: Quantifying variability and spontaneity of movement. *Clinical biomechanics*; 26(1):29–34.
2. Davis III RB, Ounpuu S, Tyburski D, Gage JR. A gait analysis data collection and reduction technique.(1991) *Human movement science.*;10(5):575–87.
3. Ditchen DM, Ellegast RP, Gawliczek T, Hartmann B, Rieger MA.(2015) Occupational kneeling and squatting: Development and validation of an assessment method combining measurements and diaries. *International archives of occupational and environmental health* ;88(2):153–65.
4. Escamilla, R. F., Fleisig, G. S., Lowry, T. M., Barrentine, S. W., & Andrews, J. R. (2001). A three-dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths. *Medicine and science in sports and exercise*, 33(6), 984-998
5. Ezzat AM, Li LC. (2014) Occupational physical loading tasks and knee osteoarthritis: A review of the evidence. *Physiotherapy Canada* ;66(1):91–107.
6. Gelber AC, Hochberg MC, Mead LA, Wang N-Y, Wigley FM, Klag MJ.(2000) Joint injury in young adults and risk for subsequent knee and hip osteoarthritis. *Annals of internal medicine*;133(5):321–8.
7. Hewett TE, Torg JS, Boden BP.(2009) Video analysis of trunk and knee motion during non-contact anterior cruciate ligament injury in female athletes: Lateral trunk and knee abduction motion are combined components of the injury mechanism. *British journal of sports medicine*;43(6):417–22.
8. Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T.(2001) Effects of different duration isometric contractions on tendon elasticity in human quadriceps muscles. *The journal of physiology.* ;536(2):649–55.
9. Kubo K, Yata H, Kanehisa H, Fukunaga T.(2006) Effects of isometric squat training on the tendon stiffness and jump performance. *European journal of applied physiology.* ;96(3):305–14.
10. Lutz GE, Palmitier R, An K-N, Chao E.(1993) Comparison of tibiofemoral joint forces during open-kinetic-chain and closed-kinetic-chain exercises. *The Journal of bone and joint surgery American*;75(5):732–9.
11. Miyamoto N, Hirata K, Miyamoto-Mikami E, Yasuda O, Kanehisa H. (2018) Associations of passive muscle stiffness, muscle stretch tolerance, and muscle slack angle with range of motion: Individual and sex differences. *Scientific reports*. 2018;8(1):1–0
12. R Core Team.(2021) R: A language and environment for statistical computing [Internet]. *Vienna, Austria: R Foundation for Statistical Computing*; Available from: <https://www.R-project.org/>
13. Robert J. Butler, Phillip J. Plisky, Corey Southers, Christopher Scoma & Kyle B. Kiesel (2010) Biomechanical analysis of the different classifications of the Functional Movement Screen deep squat test, *Sports Biomechanics*, 9:4, 270-279, DOI: 10.1080/14763141.2010.539623
14. Salud M de. (2009) Guía clínica tratamiento médico en personas de 55 años y más con artrosis de cadera y/o rodilla, leve o moderada. ; Available from: <https://www.minsal.cl/portal/url/item/a01c4b10a7c5219ae04001011f017145.pdf>
15. Schram B, Orr R, Pope R, Canetti E, Knapik J.(2020) Risk factors for development of lower limb osteoarthritis in physically demanding occupations: A narrative umbrella review. *Journal of occupational health*;62(1):e12103.