

Investigación original

Momentos articulares de la rodilla en el plano coronal durante la marcha de adultos mayores asintomáticos: estudio preliminar

José David Vélez Uribe*, Ailin Caterin Zuluaga Zuluaga, Ana Cristina Arias Tobón y Nicolás Eugenio Gómez Suárez

Facultad de Fisioterapia, Universidad CES, Medellín, Colombia

INFORMACIÓN DEL ARTÍCULO

Historia del artículo:

Recibido el 25 de mayo de 2020

Aceptado el 21 de julio de 2020

On-line el 5 de enero de 2021

Palabras clave:

Anciano
Marcha
Cinética
Rodilla
Osteoartritis

R E S U M E N

Introducción: Los momentos articulares se explican por las fuerzas que se producen durante la marcha, las cuales producen un giro en la articulación. El pico de momento máximo aductor (PMM) de la rodilla se ha asociado con osteoartritis (OA), sin embargo, en Colombia no se tienen valores de referencia en población asintomática para su uso clínico.

Objetivo: Describir las características del momento articular de la rodilla en el plano coronal durante la marcha de adultos mayores (AM) asintomáticos.

Materiales y métodos: Estudio descriptivo en el que se evaluaron 50 participantes mayores de 60 años, residentes en el área metropolitana del Valle de Aburrá, de ambos géneros, que participaron voluntariamente, capaces de seguir indicaciones, sin ayudas externas durante la marcha ni dolor. Se realizó el análisis de la marcha caminando a velocidad habitual, por una pista de 6 metros sobre dos plataformas de fuerza, y se registró con un sistema de 8 cámaras optoeléctricas 3D. El análisis estadístico se hizo con SPSS 20.

Resultados: Se encontró un IMC de 26,34 kg/m² y un PMM de 0,26 Nm/kg que generó una gráfica con 2 picos, el primero de estos de mayor magnitud, en el 17% del ciclo de la marcha.

Conclusión: El PMM de 0,26 Nm/kg encontrado en esta población es menor a lo reportado en personas con OA. Se establece la curva de referencia en esta población asintomática para el análisis de marcha. Es indispensable que existan dichos valores, puesto que ayudan al profesional a realizar diagnósticos oportunos, precisos y cuantitativos en alteraciones de la marcha.

© 2020 Asociación Colombiana de Reumatología. Publicado por Elsevier España, S.L.U.

Todos los derechos reservados.

* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: jvelezu@ces.edu.co (J.D. Vélez Uribe).

<https://doi.org/10.1016/j.rcreu.2020.07.013>

0121-8123/© 2020 Asociación Colombiana de Reumatología. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Todos los derechos reservados.

Coronal knee moments of asymptomatic elderly during gait

A B S T R A C T

Keywords:

Aged
Gait
Kinetics
Knee
Osteoarthritis

Introduction: Joint moments are explained by the forces that occur during gait and generate a movement in the joint. The maximum peak adduction moment (MPM) of the knee has been associated with osteoarthritis (OA). In Colombia, however, there are no references to these values for clinical use in an asymptomatic population.

Objective: To describe the characteristics of joint moments in the coronal plane of the knee of asymptomatic elderly whilst walking.

Materials and methods: This is a descriptive study that included 50 participants of both genders and older than 60 years old. They were residents of the metropolitan area del Valle de Aburrá that had volunteered and were capable of following indications without any external aids while walking, and with no pain. Gait analysis was performed when walking at a normal speed on a 6 m pathway on two force plates, and was registered by a system of 8 opto-electric 3D recording cameras. The statistical analysis was performed using SPSS 20.

Results: A mean BMI of 26.34 kg/m² was found, and the mean of the MPM was 0.26 Nm/kg, generating a graph with two peaks, with the first being of greater magnitude that occurred in 17% of the gait cycle.

Conclusions: The MPM of 0.26 Nm/kg found in this population is lower than that reported in the osteoarthritis population. A reference curve for gait analysis has been established in these asymptomatic elderly. It is essential that these values are available, in order to help the professional to make precise and quantitative diagnoses in gait alterations.

© 2020 Asociación Colombiana de Reumatología. Published by Elsevier España, S.L.U.

All rights reserved.

Introducción

La marcha se define como el paso bípedo que utiliza la raza humana para desplazarse, con bajo esfuerzo y mínimo consumo energético. En el adulto mayor (AM) esta se relaciona con independencia e interacción con el medio, así como con el potencial para la realización de actividades de la vida diaria (AVD). Cuando se presenta un deterioro en la libre deambulación, estas actividades se ven limitadas^{1,2}. Las alteraciones funcionales de las articulaciones en los miembros inferiores pueden afectar la capacidad de caminar, especialmente cuando la estabilidad dinámica y estática de la articulación de la rodilla se ve interrumpida por cambios estructurales como la osteoartritis (OA), una enfermedad degenerativa relacionada con la edad, que afecta la funcionalidad de quien la padece³⁻⁵.

La OA de rodilla es una afección musculoesquelética que, si bien puede ser idiopática, se asocia con la interacción de factores biológicos tales como la predisposición genética, el sexo, la edad y la raza, o factores presentes en la mecánica articular, entre los cuales los de mayor interés son el sobrepeso, las lesiones previas, los niveles de actividad física y los momentos aductores y abductores de la articulación^{1,6-8}. Así, la OA de rodilla puede afectar a entre el 7 y 17% de la población, con una tendencia al incremento conforme esta envejece, lo que eleva el costo de los sistemas de salud^{1,9}.

Por su parte, los individuos con OA del compartimento medial o lateral de la rodilla presentan mayor alineación en varo o valgo, respectivamente, comparados con grupos controles¹⁰⁻¹³. A su vez, la alineación en varo es mayor en los casos más graves con OA¹⁴⁻¹⁶. Durante la fase de soporte en la

marcha de personas con esta condición y deformidad en varo se presenta un aumento en el momento externo de aducción de rodilla, lo cual incrementa las fuerzas en el compartimento medial, que es el más propenso a desarrollar OA^{4,17}.

Las fuerzas que atraviesan la rodilla durante la fase de apoyo de la marcha pueden ser internas o externas. Las primeras, originadas por músculos, ligamentos y tejidos blandos, y las segundas por las fuerzas de reacción del suelo y la gravedad. Estas últimas, al pasar medialmente con respecto al centro de la articulación de la rodilla, tienden a provocar un giro medial de la tibia con respecto al fémur en el plano coronal¹⁷. Este fenómeno se denomina momento aductor externo, importante en la población AM, pues mientras más alto, más se incrementan las fuerzas compresivas en el compartimento medial de la rodilla, y esto se relaciona con la aparición de patologías degenerativas^{9,17-19}. La literatura describe que este momento presenta un pico en el 20% de la fase de soporte de la marcha⁹, denominado pico del momento máximo (PMM), cuya medida es Nm/kg. Sin embargo, para acceder a estos datos de manera precisa se requiere como *gold standard* laboratorios de análisis de movimiento^{20,21} que dispongan de parámetros de referencia propios²².

Por lo anterior, para determinar desviaciones del PMM en colombianos se recurre a referencias internacionales, lo cual puede sesgar la interpretación de los datos²². Es importante que cada laboratorio tenga sus parámetros de referencia, puesto que las características antropométricas, demográficas y los estilos de vida en los individuos cambian según las diferentes nacionalidades. Además, el número de AM se encuentra en aumento, lo cual quiere decir que dicha población demandará mayor atención de los profesionales de la salud, específicamente los que trabajan con el movimiento

corporal humano. Lo anterior pone en evidencia la necesidad de obtener parámetros de referencia para la intervención de la población de adultos mayores colombianos²³. Hasta el momento, en Colombia, específicamente en el laboratorio de análisis de movimiento de la Universidad CES, no se habían realizado estudios sobre los momentos articulares de la rodilla en el plano coronal durante la marcha de adultos mayores asintomáticos. En consecuencia, la presente investigación pretende describir los momentos articulares de la rodilla en el plano coronal, durante la marcha de adultos mayores asintomáticos residentes en el Valle de Aburrá, Antioquia, Colombia.

Materiales y métodos

Tipo y diseño de estudio

Se llevó a cabo un estudio descriptivo, de diseño transversal, que pretendió describir los momentos articulares de la rodilla en el plano coronal durante la marcha de AM asintomáticos, residentes en el Valle de Aburrá.

Población y muestra

Para este estudio preliminar se tomó como población de referencia AM colombianos, mayores 60 años, residentes en el Valle de Aburrá. Como criterios de inclusión se eligieron personas de ambos géneros que aceptaron participar voluntariamente, capaces de seguir indicaciones, y que realizaron la marcha sin uso de ayudas externas. Los criterios de exclusión fueron: fracturas o cirugías de miembros inferiores en los últimos dos años; enfermedades neurológicas, cardiopulmonares inestables o con dolor al momento de la evaluación; presencia de déficit visual no corregido con lentes; limitación auditiva o sensorial; alergias a los instrumentos utilizados para la evaluación como la cinta doble faz. Se analizaron los datos de 50 AM, los cuales fueron elegidos de forma no probabilística, por conveniencia.

Recolección de la información

Posteriormente a la firma del consentimiento informado, se le pidió a cada AM que se vistiera con ropa cómoda ofrecida por el equipo investigador, apropiada para realizar las capturas. Luego de ello se tomaron las medidas con un antropómetro (Lafayette 60) y cinta métrica ergonómica (SECA modelo 201), del modelo *Full Body PiG*, midiendo cada ítem en ambos hemisferios. Las medidas fueron: longitud de miembros inferiores, ancho del tobillo, ancho de la rodilla, ancho de codo, ancho de muñeca, grosor de la mano y desplazamiento del hombro, talla y masa. Con posterioridad se colocaron los 39 marcadores, que incluyen 4 marcadores en la cabeza, y marcadores en C7, T10, espinas ilíacas posterosuperiores y anterosuperiores, acromion, brazo, epicóndilo lateral del humero, antebrazo, apófisis estiloides del cúbito y radio, cabeza del segundo metacarpiano, manubrio esternal, apófisis xifoides, muslo, cóndilo lateral del fémur, pierna, maléolo externo, calcáneo y cabeza segundo del metatarsiano²⁴.

Se le solicitó al participante caminar por una pista de 6 metros haciendo recorridos de ida y vuelta. En el centro de esta se encontraban ubicadas dos plataformas de fuerza (AMTI-OR6-7-1000), y alrededor 8 cámaras optoeléctricas Bonita 10

(VICON, Oxford, UK) previamente calibradas. Al participante se le dio el comando de «camine como lo realiza normalmente y a su velocidad normal». Se esperó que se adaptara al ambiente del laboratorio y a los marcadores mientras caminaba sin que se hicieran registros, y luego de esta habituación se hicieron al menos 7 capturas válidas. Se consideró como tal cuando el participante contactó en pleno con un pie diferente cada una de las plataformas. Una vez obtenidos los datos, se llevó a cabo el procesamiento de la información y con el software Polygon 4.3.3 se identificó si las pruebas fueron exitosas. Después de esto, se exportaron los datos a Excel para crear la base de datos, los cuales fueron analizados con el software SPSS V.20.

Análisis estadístico

Para describir las características sociodemográficas y evaluar los momentos articulares de la rodilla en el plano coronal, las variables cualitativas se presentaron mediante frecuencias y porcentajes, las cuantitativas con media y desviación estándar o mediana y rango intercuartílico, según su distribución. Para evaluar la relación del PMM con las variables antropométricas (talla, masa e IMC), espaciotemporales (velocidad de la marcha, longitud del paso, longitud zancada, cadencia del paso, fase de soporte), se utilizó Pearson o Spearman según distribución.

Consideraciones éticas

El estudio se desarrolló bajo los principios de la Declaración de Helsinki, las normas éticas para investigación en seres humanos de la Organización Mundial de la Salud (OMS)-Organización Panamericana de la Salud (OPS), el Consejo de Organizaciones Internacionales de las Ciencias Médicas (CIOMS, por sus siglas en inglés) y la Resolución 8430 de 1993 del Ministerio de Salud de Colombia, teniendo en cuenta la buena práctica de investigación con el fin de favorecer a los participantes y respetando la propiedad intelectual durante el desarrollo de la propuesta. La participación fue voluntaria y quienes aceptaron formar parte del estudio firmaron previamente el consentimiento informado.

Resultados

Datos de la muestra

Se estudió a 50 adultos mayores asintomáticos, con mediana de edad de 66 años (64-72); el 52% fueron mujeres ($n = 26$). Únicamente las variables antropométricas presentaron distribución normal: talla 1,60 ($\pm 0,087$) m, masa 66,07 ($\pm 13,54$) kg, IMC 26,34 kg/m². El PMM de la rodilla en el plano coronal presentó una media de 0,26 ($\pm 0,67$) Nm/kg.

La figura 1 muestra el comportamiento del momento articular de la rodilla en el plano coronal durante el ciclo de la marcha: en la vertical se muestran los momentos aductores positivos y abductores negativos, mientras que en la horizontal se ilustra el porcentaje del ciclo de la marcha donde la fase de soporte tuvo una duración del 60,42%. Los momentos fueron esencialmente aductores y presentaron una curva con dos picos. El PMM ocurrió aproximadamente en el 17% del ciclo de la marcha y el segundo pico de menor intensidad en el 40-60%.

Momento ADD/ABD rodilla

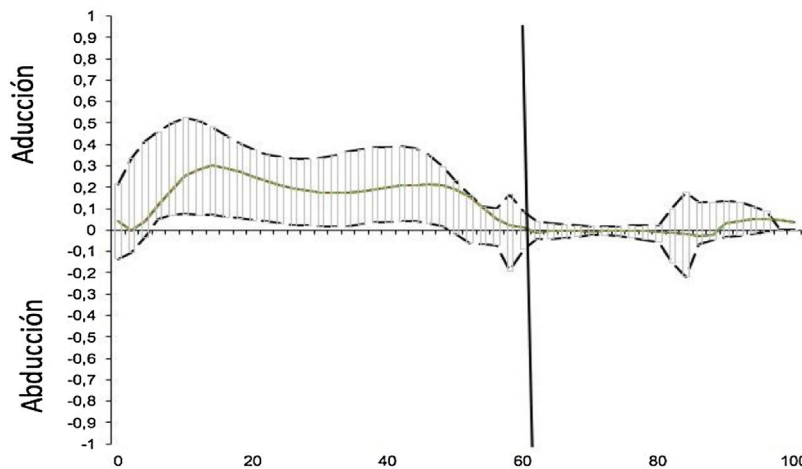


Figura 1 – Momentos articulares en el plano coronal de la rodilla, reportado como línea central el promedio y su desviación estándar.

Tabla 1 – Análisis univariado de las variables espaciotemporales

Variables espaciotemporales	Mediana	RIQ
Longitud del paso (m)	0,55	(0,53-0,59)
Longitud de zancada (m)	1,12	(1,06-1,19)
Cadencia del paso (pasos/min)	108,79	(100,43-114,42)
Velocidad de la marcha (m/s)	1,01	(0,93-1,07)
Fase de soporte (%)	60,42	(59,20-62,05)

RIQ: rango intercuartílico.

Tabla 2 – Correlación entre PMM y variables antropométricas y espacio temporales

Variables	Pico máximo en fase de apoyo		
	Rho	P	IC 95%
Talla	-0,13*	0,17	(158,7-1618,9)
Masa	-0,18*	0,07	(63,06-68,43)
IMC	-0,17*	0,87	(25,31-27,11)
Longitud de paso	0,09**	0,36	(0,54-0,59)
Longitud de zancada	0,07**	0,48	(1,08-1,13)
Fase de soporte	0,06**	0,55	(58,57-61-18)
Cadencia del paso	0,15**	0,11	(107,39-127,74)
Velocidad de la marcha	0,16**	0,10	(0,98-1,04)

** Prueba de correlación de Spearman
* Prueba de correlación de Pearson
IC: Intervalo de confianza; IMC: Índice de masa corporal.

En la [tabla 1](#) se muestran las referencias de los valores temporales, espaciales y espaciotemporales, los cuales presentaron un comportamiento no normal, por lo que para cada variable se reportó la mediana con su respectivo RIQ.

En la [tabla 2](#) se muestran las correlaciones entre el PMM y los aspectos antropométricos y espaciotemporales; no se encontraron significancias estadísticas ni correlaciones fuertes entre las variables evaluadas.

Discusión

El presente estudio muestra de manera preliminar el valor de los momentos articulares de la rodilla en el plano coronal, identificando el pico máximo en la fase de soporte, sin embargo, no se encontraron asociaciones entre cada variable relacionada con la marcha de los AM asintomáticos estudiados. Hasta la fecha, en Colombia no existen datos que reporten valores sobre los momentos articulares de la rodilla en el plano coronal durante la marcha en esta población. Los datos obtenidos en el presente artículo pueden ser entendidos como una descripción inicial que podría ser la base para posteriores estudios sobre los momentos en la articulación de la rodilla y cómo estos pueden influir en la aparición de patologías musculoesqueléticas.

La representación gráfica del momento articular externo de la rodilla en los sujetos estudiados presentó una curva con dos picos aductores en la fase de soporte. El PMM se encontró en el 17% del ciclo de la marcha, lo que demuestra un comportamiento similar a lo descrito por Foroughi et al.²⁵ en su revisión sistemática sobre los momentos de la rodilla en el plano coronal en pacientes con OA. A pesar de la coherencia en la morfología general de las curvas, en el presente estudio el PMM fue de 0,26 Nm/kg en participantes asintomáticos, mientras que en la revisión sistemática se reportan entre 0,25 y 0,71 Nm/kg en pacientes con OA, y un rango más estrecho, pero con picos menores entre 0,33 y 0,55 Nm/kg para los controles. Según estos datos, se plantea que el PMM puede estar relacionado con la severidad y la sintomatología de la OA²⁵. Además, se pone en evidencia una gran variación entre las referencias de diferentes nacionalidades, lo que le da peso a la necesidad de establecer parámetros propios entre poblaciones según sintomatología.

El PMM aductor descrito en este estudio hace referencia a la máxima fuerza por kilogramo, que produce en la tibia una tendencia a girar hacia medial respecto al fémur, lo que ocurre mientras se lleva a cabo la fase de soporte de la marcha. Esta

fuerza de giro puede explicar la mayor compresión en el compartimento medial de la rodilla. Por ello, varios autores han establecido que elevados PMM se asocian con cambios radiográficos y degeneración del cartílago de la rodilla^{26,27}, debido al aumento de la fuerza de contacto medial que, se supone, es el aspecto biomecánico deletéreo para el cartílago²⁸. Además del PMM aductor, el pico de momento máximo en el plano sagital (pico de momento flexor) también se considera un contribuyente significativo a la fuerza de contacto medial de la rodilla²⁹, lo que demuestra la importancia de los componentes tridimensionales en el análisis de movimiento y la necesidad de estudiarlos en población con riesgo aumentado de OA.

Por otro lado, el índice de masa corporal (IMC) de los participantes indicó sobrepeso (IMC = 26,34 kg/m²), factor que, dependiendo de la magnitud, puede incrementar el riesgo de OA hasta en 4 veces en comparación con personas de peso normal³⁰. Sin embargo, este estudio no presentó asociación con el PMM, posiblemente por ser participantes asintomáticos. De igual manera, Verlaan et al.³⁰ estudiaron la relación del momento aductor de la rodilla en el ascenso y en el descenso de escaleras de pacientes con OA de rodilla, con obesidad y sin obesidad, y encontraron que no hay diferencias del momento aductor entre estos participantes. Los autores atribuyen los hallazgos a que los obesos redujeron la velocidad de la marcha, considerándola una estrategia efectiva para disminuir el momento aductor durante el paso de escaleras.

Con el paso del tiempo, el ser humano experimenta cambios musculoesqueléticos relacionados con la edad que pueden llevar a un deterioro de la marcha, de tal manera que se presenta una disminución de la cadencia, la longitud del paso y la velocidad en un 20%³¹. En el presente estudio, la velocidad fue de 1,01 m/s, y aunque se le permitió a los participantes caminar a su velocidad preferida y se les dio un tiempo de habituación, esta estuvo por debajo de la referencia de varios autores con población asintomática de diferentes edades^{22,32,33} y de otros adultos mayores, como en el estudio de Mündermann et al.¹⁵. Los autores observaron a un grupo con OA y otro control, cuyas velocidades fueron de 1,25 y 1,23 m/s, respectivamente. Se puede pensar que las diferencias entre estos estudios se asocian con el ambiente de evaluación en el laboratorio y la longitud de la pista. A pesar de esto, la velocidad no pareció influir en el PMM. Sin embargo, teniendo presente que en este estudio el PMM y la velocidad de la marcha fueron inferiores a los reportados por otros autores, se puede establecer que al reducir la velocidad aumenta la duración de la fase de soporte, lo que puede ayudar a disminuir la fuerza de reacción de piso³⁰ y por ende el momento.

Las limitaciones que presentó este estudio pueden estar asociadas al número de participantes; no obstante, se analizó la cinética de ambas rodillas y dio un total de 100 datos. Por otra parte, puede ser de valor para futuros estudios acompañar el análisis de otros exámenes complementarios, para identificar la correlación de la presencia de sintomatología con cambios estructurales e incluir test de alineación en carga estática, así como el comportamiento de la cinemática articular del miembro inferior, pues, como se discutió anteriormente, tiene relación con varios aspectos de la progresión de la OA y el momento articular. Otra de las limitaciones presentadas fue que el modelo de evaluación no tuvo en cuenta el factor de activación muscular implicado en la generación de

los momentos en el plano coronal. Este valor es importante para determinar la participación de los músculos y demás tejidos blandos con miras a posibles tratamientos desde la potenciación de estas estructuras y su impacto en las cargas lesivas a la rodilla. Cabe resaltar que la bibliografía disponible no es muy amplia para el análisis de la población estudiada, puesto que la mayoría de los artículos publicados da a conocer el comportamiento de los momentos articulares en cada plano, pero en individuos con patologías musculoesqueléticas y no en población asintomática.

Conclusión

El presente estudio indagó en torno a los momentos articulares de la rodilla en el plano coronal durante la fase de soporte en la marcha, de 50 AM asintomáticos usando un sistema de análisis 3D. Se encontró que la curva del comportamiento del momento aductor externo es similar a la descrita por otros investigadores en otros países, pero con un PMM aductor de 0,26 Nm/kg, que en general es menor a lo reportado en población con OA; sin embargo, este PMM no se relacionó con otras variables antropométricas o espaciotemporales.

Se hace necesario enriquecer con más estudios los parámetros de referencia que utilizan los laboratorios de análisis de movimiento y los profesionales de la salud, ayudando a realizar diagnósticos precisos, oportunos, cuantitativos y objetivos en alteraciones propias de la marcha y en los avances generados por la intervención fisioterapéutica. Aunque este tipo de ayudas tecnológicas no siempre se encuentran al alcance, este estudio brinda una referencia inicial del comportamiento del momento articular de la rodilla en adultos mayores asintomáticos.

Financiación

Este artículo es producto del estudio "Parámetros de referencia de la marcha en adultos mayores residentes en el Valle de Aburra", financiado por la Dirección de Investigación e Innovación de la Universidad CES, a través de la convocatoria interna de mínima cuantía, con el código: INV.022018.003.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener ningún conflicto de interés.

BIBLIOGRAFÍA

1. Safiri S, Kolahi A-A, Smith E, Hill C, Bettampadi D, Mansournia MA, et al. Global, regional and national burden of osteoarthritis 1990-2017: a systematic analysis of the Global Burden of Disease Study 2017. *Ann Rheum Dis.* 2020;79:819-28, <http://dx.doi.org/10.1136/annrheumdis-2019-216515>.
2. Magnani PE, Freire Junior RC, Grecco Zanellato NF, Baena Genovez M, Camargo Alvarenga I, Carvalho de Abreu DC. The influence of aging on the spatial and temporal variables of gait during usual and fast speeds in older adults aged 60 to 102?years. *Hum Mov Sci.* 2019;68:102540, <http://dx.doi.org/10.1016/j.humov.2019.102540>.
3. Park S-K, Kobsar D, Ferber R. Relationship between lower limb muscle strength, self-reported pain and function, and frontal

- plane gait kinematics in knee osteoarthritis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2016;38:68-74, <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2016.08.009>.
4. Fukaya T, Mutsuzaki H, Okubo T, Mori K, Wadano Y. Relationships between the center of pressure and the movements of the ankle and knee joints during the stance phase in patients with severe medial knee osteoarthritis. *Knee*. 2016;23:631-23723636, <http://dx.doi.org/10.1016/j.knee.2016.02.019>.
 5. Martínez Figueroa R, Martínez Figueroa C, Calvo Rodríguez R, Figueroa Poblete D. Osteoartritis (artrosis) de rodilla. *Rev Chil Ortop Traumatol*. 2015;56:45-51, <http://dx.doi.org/10.1016/j.rchot.2015.10.005>.
 6. Pascual Huerta J. *Determinantes mecánicos de los momentos articulares de la rodilla en el plano frontal durante la fase de apoyo de la marcha*. [Tesis]. Universidad Complutense de Madrid. 2010. Disponible en: <https://eprints.ucm.es/11613/>.
 7. Doherty M. Risk factors for progression of knee osteoarthritis. *Lancet*. 2001;358:775-6, [http://dx.doi.org/10.1016/S0140-6736\(01\)06006-8](http://dx.doi.org/10.1016/S0140-6736(01)06006-8).
 8. Dieppe PA, Lohmander LS. Pathogenesis and management of pain in osteoarthritis. *Lancet*. 2005;365:965-73, [http://dx.doi.org/10.1016/S0140-6736\(05\)71086-2](http://dx.doi.org/10.1016/S0140-6736(05)71086-2).
 9. Zhang L, Liu G, Han B, Wang Z, Yan Y, Ma J, et al. Knee Joint biomechanics in physiological conditions and how pathologies can affect it: a systematic review. *Appl Bionics Biomech*. 2020;2020:7451683, <http://dx.doi.org/10.1155/2020/7451683>.
 10. Janakiraman N, Teichtahl AJ, Wluka AE, Ding C, Jones G, Davis SR, et al. Static knee alignment is associated with the risk of unicompartmental knee cartilage defects. *J Orthop Res*. 2008;26:225-30, <http://dx.doi.org/10.1002/jor.20465>.
 11. Briem K, Snyder-Mackler L. Proximal gait adaptations in medial knee OA. *J Orthop Res*. 2009;27:78-83, <http://dx.doi.org/10.1002/jor.20718>.
 12. Teichtahl AJ, Cicuttini FM, Janakiraman N, Davis SR, Wluka AE. Static knee alignment and its association with radiographic knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*. 2006;14:958-62, <http://dx.doi.org/10.1016/j.joca.2007.02.017>.
 13. Whelton C, Thomas A, Elson DW, Metcalfe A, Forrest S, Wilson C, et al. Combined effect of toe out gait and high tibial osteotomy on knee adduction moment in patients with varus knee deformity. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2017;43:109-14, <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2017.02.009>.
 14. Mündermann A, Dyrby CO, Hurwitz DE, Sharma L, Andriacchi TP. Potential strategies to reduce medial compartment loading in patients with knee osteoarthritis of varying severity: reduced walking speed. *Arthritis Rheum*. 2004;50:1172-8, <http://dx.doi.org/10.1002/art.20132>.
 15. Mündermann A, Dyrby CO, Andriacchi TP. Secondary gait changes in patients with medial compartment knee osteoarthritis: increased load at the ankle, knee, and hip during walking. *Arthritis Rheum*. 2005;52:2835-44, <http://dx.doi.org/10.1002/art.21262>.
 16. Thorp LE, Wimmer MA, Block JA, Moisisio KC, Shott S, Goker B, et al. Bone mineral density in the proximal tibia varies as a function of static alignment and knee adduction angular momentum in individuals with medial knee osteoarthritis. *Bone*. 2006;39:1116-22, <http://dx.doi.org/10.1016/j.bone.2006.05.001>.
 17. Reeves ND, Bowling FL. Conservative biomechanical strategies for knee osteoarthritis. *Nat Rev Rheumatol*. 2011;7:113-22, <http://dx.doi.org/10.1038/nrrheum.2010.212>.
 18. Nie Y, Wang H, Xu B, Zhou Z, Shen B, Pei F. The relationship between knee adduction moment and knee osteoarthritis symptoms according to static alignment and pelvic drop. *BioMed Res Int*. 2019;2019:7603249, <http://dx.doi.org/10.1155/2019/7603249>.
 19. Hall M, Bennell KL, Wrigley TV, Metcalf BR, Campbell PK, Kasza J, et al. The knee adduction moment and knee osteoarthritis symptoms: relationships according to radiographic disease severity. *Osteoarthritis Cartilage*. 2017;25:34-41, <http://dx.doi.org/10.1016/j.joca.2016.08.014>.
 20. Mariana Haro D. Laboratorio de análisis de marcha y movimiento. *Rev Med Clin Condes*. 2014;25:237-47, [http://dx.doi.org/10.1016/S0716-8640\(14\)70034-3](http://dx.doi.org/10.1016/S0716-8640(14)70034-3).
 21. Willems P-A, Schepens B, Detrembleur C. Marcha normal. *EMC - Kinesiterapia - Med Física*. 2012;33:1-29, [http://dx.doi.org/10.1016/S1293-2965\(12\)61944-6](http://dx.doi.org/10.1016/S1293-2965(12)61944-6).
 22. Duque-Ramírez JR, Vélez-Urbe JD, Gómez-Suárez NE, Manrique-Hernández RD. Gait parameters in a sample of healthy Colombian adults aged between 18 and 25 years: a cross-sectional study. *Rev Fac Med*. 2020;68:84-91, <http://dx.doi.org/10.15446/revfacmed.v68n1.71690>.
 23. Ministerio de Salud y Protección Social. *Sala situacional de la Población Adulta Mayor*. 2018. Disponible en: <https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/DE/PS/sala-situacion-envejecimiento-2018.pdf>.
 24. Vicon. *Full body modeling with plug-in Gait-Nexus 2.8*. Vicon Documentation. 2018. Disponible en: <https://docs.vicon.com/display/Nexus28/Full+body+modeling+with+Plug-in+Gait>.
 25. Foroughi N, Smith R, Vanwanseele B. The association of external knee adduction moment with biomechanical variables in osteoarthritis: a systematic review. *Knee*. 2009;16:303-9, <http://dx.doi.org/10.1016/j.knee.2008.12.007>.
 26. Bennell KL, Bowles K-A, Wang Y, Cicuttini F, Davies-Tuck M, Hinman RS. Higher dynamic medial knee load predicts greater cartilage loss over 12 months in medial knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis*. 2011;70:1770-4, <http://dx.doi.org/10.1136/ard.2010.147082>.
 27. Chehab EF, Favre J, Erhart-Hledik JC, Andriacchi TP. Baseline knee adduction and flexion moments during walking are both associated with 5 years cartilage changes in patients with medial knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*. 2014;22:1833-9, [10.1016/j.joca.2014.08.009](http://dx.doi.org/10.1016/j.joca.2014.08.009).
 28. Kutzner I, Trepczynski A, Heller MO, Bergmann G. Knee adduction moment and medial contact force - facts about their correlation during gait. *PLoS ONE*. 2013;8:e81036, [10.1371/journal.pone.0081036](http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0081036).
 29. Richards RE, Andersen MS, Harlaar J, van den Noort JC. Relationship between knee joint contact forces and external knee joint moments in patients with medial knee osteoarthritis: effects of gait modifications. *Osteoarthritis Cartilage*. 2018;26:1203-14, [10.1016/j.joca.2018.04.011](http://dx.doi.org/10.1016/j.joca.2018.04.011).
 30. Verlaan L, Boekesteijn RJ, Oomen PW, Liu WY, Peters MJM, Emans PJ, et al. Knee adduction moments are not increased in obese knee osteoarthritis patients during stair negotiation. *Gait Posture*. 2019;73:154-60, <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.07.192>.
 31. Agudelo Mendoza AI, Briñez Santamaria TJ, Guarín Urrego V, Ruiz Restrepo JP, Zapata García MC. *Marcha: descripción, métodos, herramientas de evaluación y parámetros de normalidad reportados en la literatura*. *CES Mov Salud*. 2013;1:29-43.
 32. Al-Obaidi S, Wall JC, Al-Yaqoub A, Al-Ghanim M. Basic gait parameters: a comparison of reference data for normal subjects 20 to 29 years of age from Kuwait and Scandinavia. *J Rehabil Res Dev*. 2003;40:361-6, <http://dx.doi.org/10.1682/jrrd.2003.07.0361>.
 33. Oberg T, Karsznia A, Oberg K. Basic gait parameters: reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *J Rehabil Res Dev*. 1993;30:210-23.