



Momento aductor de la cadera durante la marcha en adultos mayores asintomáticos

Hip adductor moment during gait in asymptomatic older adults

José David Vélez-Uribe^{1*} orcid.org/0000-0003-0888-531X

Ana María Mejía-Uñates¹ orcid.org/0000-0002-3273-3976

Sara Teresa Piedrahita-Roldan¹ orcid.org/0000-0003-4220-4434

Tatiana Ramírez-Estrada¹ orcid.org/0000-0003-0121-6586

Nicolás Eugenio Gómez-Suarez¹ orcid.org/0000-0002-1834-099X

José Ricardo Duque-Ramirez¹ orcid.org/0000-0002-9113-6389

1. Facultad de Fisioterapia, Universidad CES. Medellín, Colombia.

Fecha de recepción: Junio 09 - 2020

Fecha de revisión: Noviembre 04 - 2020

Fecha de aceptación: Agosto 30 - 2021

Vélez-Uribe JD, Mejía-Uñates AM, Piedrahita-Roldan ST, Ramírez-Estrada T, Gómez-Suarez NE, Duque-Ramirez JR. Momento aductor de la cadera durante la marcha en adultos mayores asintomáticos. Univ. Salud. 2021;23(3):255-262. DOI: <https://doi.org/10.22267/rus.212303.239>

Resumen

Introducción: El momento articular durante la marcha se ha relacionado con diferentes procesos clínicos en la población adulto mayor, en Colombia no se cuentan con reportes propios. **Objetivo:** Analizar el momento aductor de la cadera durante la marcha de adultos mayores asintomáticos. **Materiales y métodos:** Se evaluó a 110 participantes siguiendo las referencias del *software* VICON NEXUS 2.8.1 modelo *Full Body*, se utilizó 2 plataformas de fuerza y el volumen de captura estuvo delimitado por 8 cámaras opto eléctricas Bonita 10. Se incluyó variables antropométricas, sociodemográficas, espaciotemporales y cinéticas durante la fase de apoyo, resaltando los dos picos máximos del momento aductor. **Resultados:** Las cifras del Pico Momento Aductor 1 y 2 (PMA1 y PMA2) fueron de 0,76 y 0,70 Nm/Kg respectivamente, estos picos se relacionaron con masa, talla e índice de masa corporal. Se construyó así una referencia para el análisis de adultos mayores asintomáticos. **Conclusiones:** La gráfica del momento aductor de la cadera es similar a la descrita por otros investigadores, pero en menor magnitud que en la población sintomática de coxartrosis.

Palabras clave: Adulto mayor; marcha; cinética; cadera. (Fuente: DeCS, Bireme).

Abstract

Introduction: Although joint moment during waking has been associated with different clinical processes in the elderly population, there is a lack of reports in Colombia. **Objective:** To analyze the hip adductor moment during gait in asymptomatic older adults. **Materials and methods:** 110 participants were assessed using the VICON NEXUS 2.8.1. *Full Body* model software. 2 force platforms were used and the capture volume was delimited through 8 Bonita-10 optoelectronic cameras. Anthropometric, sociodemographic, spatiotemporal, and kinetic variables were included during the support phase, highlighting the two maximum peaks of the adductor moment. **Results:** The figures for Adductor Moment Peaks 1 and 2 (AMP1 and AMP2) were 0.76 and 0.70 Nm/Kg, respectively, which were related to mass, height and body mass index. Thus, a reference for the analysis of asymptomatic older adults was developed. **Conclusion:** The hip adductor moment graph is similar to that described by other researchers, but to a lesser extent than the values seen in coxarthrosis symptomatic population.

Keywords: Aged; gait; kinetic; hip. (Source: DeCS, Bireme).

*Autor de correspondencia

José David Vélez Uribe
e-mail: jvelezu@ces.edu.co

Introducción

La marcha está constituida por impulsos y desaceleraciones que generan constantemente movimientos articulares de la cadera en cada uno de los planos y ejes del cuerpo^(1,2). Con el paso del tiempo, el adulto mayor (AM) experimenta cambios relacionados a la edad, que pueden llevar a un deterioro en el sistema musculoesquelético; cabe resaltar que estos cambios son inherentes al proceso natural de envejecimiento y en ocasiones no presentan ninguna sintomatología. El cartílago articular está diseñado para soportar cargas, durante el desplazamiento se generan cambios en las presiones de la articulación de la cadera, que lleva a una disminución en el espacio articular. En condiciones donde las fuerzas son excesivas y constantes se generan alteraciones en la producción de condrocitos y matriz extracelular del cartílago articular, lo que ocasiona que éste se vuelva más débil y delgado, provocando así la degeneración en el cartílago, alteración conocida como osteoartritis (OA)⁽³⁻⁵⁾.

Con el pasar de los años, producto del envejecimiento biológico, se deterioran las funciones anatómicas y fisiológicas en el ser humano, lo cual predispone al AM a desarrollar OA, ésta es la patología articular más frecuente en cualquier parte del mundo, afectando al 30% de la población mayor de 60 años⁽⁶⁾, es también la decimoprimer causa de discapacidad en el mundo⁽⁷⁾. Se caracteriza por dolor y disminución de la funcionalidad, que lleva al deterioro en la realización de actividades de la vida diaria. Se vincula con alteraciones musculoesqueléticas que se derivan de componentes biológicos y mecánicos como son: la masa, predisposición genética, sexo, edad, raza y además se le asocia con factores que aumentan la carga mecánica en la articulación, dentro de los que la literatura resalta el momento aductor de la cadera en el plano frontal durante la marcha⁽⁸⁻¹⁰⁾.

La marcha puede estudiarse desde diferentes enfoques, tanto desde el cinemático como desde el cinético; en el primero se estudia el movimiento de los diferentes segmentos corporales sin importar qué está generando este movimiento, en cambio, el enfoque cinético se centra en el factor que genera el movimiento, es decir, las fuerzas, los momentos, las potencias, las contracciones musculares, etc⁽¹¹⁾. Para realizar un análisis de las diferentes variables de la marcha se suele hacer una reducción dimensional, es

decir, se realiza un análisis en dos dimensiones (en los diferentes planos anatómicos) en lugar de las tres dimensiones espaciales que conforman el espacio que se conoce. A través de los planos anatómicos se puede realizar el análisis de las diferentes variables (cinéticas y cinemáticas) y cómo afectan el movimiento⁽¹²⁾. En el presente artículo se discutirá una de las variables cinéticas en el plano frontal; los momentos articulares de aducción y abducción (cadera). El momento (o torque) es la relación que existe entre la fuerza ejercida en un punto y la distancia entre ese punto y el punto de apoyo (pivote o fulcro) ($M = Fxd$, M: momento, F: fuerza, x: producto vectorial cruz, d: distancia entre el lugar de acción de la fuerza y el pivote, que en este caso es el eje de rotación de la articulación de la cadera). Los momentos articulares tienden a hacer girar o cambiar el estado de movimiento rotacional de un segmento corporal en una articulación⁽¹³⁾. Se habla entonces de momentos internos (ocasionado por los músculos y tejidos blandos), o externos generados por la sumatoria de las fuerzas de reacción e inercia al pasar por la cadera, y que en situaciones normales deben ser contrarrestados por los músculos y demás tejidos blandos periarticulares⁽⁵⁾.

Durante la marcha se presenta el momento externo máximo de aducción de la cadera, donde se desarrollan las fuerzas que ejercen los músculos y ligamentos sobre esta, se presenta así un momento acumulado en el plano frontal, el cual, si es excesivo puede favorecer el desarrollo de la OA. Las fuerzas anteriormente mencionadas ocurren en la fase de apoyo y generan reducción del espacio articular de la cadera. A mayor magnitud de este momento aductor, mayor propensión a sufrir OA^(14,15).

En Colombia, no se han realizado estudios específicos para la evaluación del momento articular de la cadera en el plano frontal en la población de AM asintomáticos. Estos datos son necesarios para obtener parámetros de referencia, y que los profesionales cuenten con información extra para complementar la evaluación y el diagnóstico de la situación cinemática del adulto mayor, así como programas de detección de población en riesgo, con el fin de conocer los factores que influyen en la alteración de la marcha e intervenir partiendo de datos cuantitativos necesarios para la rigurosidad clínica que exige el medio actual⁽¹⁶⁾. Por lo anterior, este estudio pretende analizar el momento aductor de

la cadera durante la marcha de adultos mayores asintomáticos residentes del Valle de Aburrá.

Materiales y métodos

Tipo y diseño de estudio

Se realizó un estudio descriptivo de diseño transversal, donde se incluyeron AM asintomáticos residentes del Valle de Aburrá, quienes aceptaron voluntariamente participar en el estudio.

Población y muestra

Se tomó como población de referencia AM colombianos de 60 años en adelante, quienes participaron voluntariamente en el estudio, se seleccionó 110 AM convocados durante las sesiones de actividad física y aquellos que asistieron a la Institución prestadora de Servicios (IPS) de la Corporación para Estudios en la Salud (CES) ubicada en el municipio de Sabaneta (Antioquia-Colombia); los participantes fueron elegidos de forma no probabilística, por conveniencia.

Como criterios de inclusión se eligieron AM mayores de 60 años residentes en el Valle de Aburrá, de ambos sexos, que participaran de manera voluntaria y firmaran consentimiento informado, capaces de seguir indicaciones, y que realizaran la marcha sin uso de ayudas externas. Los criterios de exclusión fueron: que presentaran fracturas o cirugías de miembros inferiores en los últimos dos años o ausencia de algún segmento corporal que afectara la colocación de los marcadores; con síntomas asociados a enfermedades neurológicas, cardiopulmonares inestables y que manifestaran dolor al momento de la evaluación y/o dolor en miembros inferiores en las últimas 2 semanas; que presentaran deficiencia visual no corregida con lentes; limitación auditiva o sensorial y quienes al ingreso al estudio presentaron alergias a la cinta doble faz utilizada para la colocación de los marcadores.

Los AM fueron invitados a participar por medio de contactos institucionales, participantes en grupos de actividades para los adultos mayores o quienes desearan hacer parte del estudio una vez se les presentó el objetivo por diferentes vías.

Recolección de la información

Una vez ingresó el participante, se le pidió que se vistiera con ropa cómoda ofrecida por el equipo

investigador, la cual fue apropiada para permitir las capturas, subsiguientemente se tomaron las medidas con un antropómetro (*Lafayette 60*) y cinta métrica ergonómica (SECA modelo 201), báscula y tallímetro (SECA modelo 206) previamente calibrados, siguiendo las referencias del software VICON NEXUS 2.8.1 modelo *Full Body*, midiendo cada ítem en ambos hemicuerpos, los cuales 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; ulteriormente se colocaron 39 marcadores siguiendo el modelo *Full Body Gait* de VICON NEXUS 2.8.1. que incluye 4 marcadores en la cabeza, y marcadores en C7, T10, espinas ilíacas posterosuperiores, acromion, brazo, epicóndilo lateral del húmero, antebrazo, apófisis estiloides del cúbito y radio, cabeza del segundo metacarpiano, fosa supraesternal, apófisis xifoides, espinas ilíacas anterosuperiores, muslo lateral, epicóndilo lateral del fémur, pierna, maléolo externo, calcáneo y cabeza segundo del metatarsiano⁽¹⁷⁾.

Se realizó prueba piloto con 10 participantes para identificar y afinar las características de la toma y procesamiento de los datos.

El participante caminó por una pista de 6 metros, ida y vuelta, en la parte central se encontraban ubicadas 2 plataformas de fuerza (AMTI-OR6-7-1000) para las medidas cinéticas; el volumen de captura estuvo delimitado por 8 cámaras opto eléctricas Bonita 10 (VICON, Oxford, UK) previamente calibradas; se les dio el comando de "camine como lo realiza normalmente y a su velocidad normal", se permitió que se adaptara al ambiente del laboratorio y a los marcadores mientras caminaba sin hacer ninguna toma, luego de esta habituación se realizaron al menos 7 registros válidos (considerados como tal cuando el participante contactó en pleno con un pie diferente cada una de las plataformas).

Una vez obtenidos los datos, se realizó el procesamiento de la información y se identificaron si las pruebas fueron exitosas con el software *Polygon 4.3.3*; seguido a esto, se exportaron los datos a Excel para crear la base de datos e importarla al paquete estadístico *IBM SPSS statistics* versión 21.0.

Se incluyeron las características sociodemográficas como edad, sexo, antropométricas como talla, masa, índice de masa corporal (IMC); espaciales como la

longitud de paso y longitud de la zancada; temporales como cadencia, duración del apoyo, duración de la zancada, doble apoyo; para el aspecto temporoespacial fue incluida la velocidad de la marcha, y las cinéticas con los momentos de la cadera en el plano frontal durante la fase de apoyo.

Análisis estadístico

Para describir las características sociodemográficas, antropométricas, temporales, espaciales y espaciotemporales se utilizó prueba de normalidad Kolmogorov-Smirnov. Para las variables que presentaron una distribución normal se tomó en cuenta la media y desviación estándar. Para las de distribución no normal se utilizó la mediana y el rango intercuartil; para realizar la asociación de las variables espaciales, temporales y espaciotemporales con el Pico Momento Aductor 1 (PMA1), Pico Momento Aductor 2 (PMA2), se utilizó prueba de coeficiente de correlación de Pearson para las variables paramétricas y Spearman para las no paramétricas.

Consideraciones éticas

El estudio se desarrolló bajo el control de la Declaración de Helsinki, las normas éticas para investigación en seres humanos OMS-OPS, el Consejo de Organizaciones Internacionales de las Ciencias Médicas CIOMS 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; respetando la propiedad intelectual durante el desarrollo de la propuesta. La participación fue voluntaria y quienes aceptaron formar parte del estudio firmaron previamente un consentimiento informado; avalado por comité institucional de ética en humanos de la Universidad CES acta número 110.

Resultados

Características sociodemográficas y antropométricas

De los 110 adultos mayores asintomáticos, el 69,1 % de la población fueron mujeres; la edad media fue de 67,71 años ($\pm 5,88$), con una talla media de 1,591 m ($\pm 0,085$), la masa presentó una mediana de 68,15 kg $\pm 12,52$ (RIC 59,77 a 76,32), el índice de masa corporal obtuvo una mediana de 26,48 kg/m² (RIC 23,79 a 30,08).

Características espaciales, temporales y espaciotemporales

El análisis estadístico de las variables temporales, espaciales, espaciotemporales y del momento de cadera en el plano frontal, en las cuales se observó un comportamiento normal, exceptuando la duración de la zancada y cadencia de paso, se presentan en la Tabla 1.

Tabla 1. Análisis invariado de las variables espaciales, temporales, espaciotemporales y del momento de la cadera del plano frontal

Variables	Mediana/Media	Desviación estándar (\pm)/RIC
Longitud del paso (m)	0,56	$\pm 0,50$
Longitud de la zancada (m)	1,11	$\pm 0,11$
Doble apoyo (%)	23,07	$\pm 4,25$
Duración apoyo (%)	61,03	$\pm 3,24$
Duración de la zancada (%)	1,09	(1,01 - 1,19)
Cadencia de paso (pasos/min)	108,11	(99,86 - 115,35)
Velocidad de la marcha (m/s)	1,01	$\pm 0,14$
PMA1 Nm/kg	0,76	$\pm 0,31$
PMA 2 Nm/kg	0,70	$\pm 0,30$

La Figura 1 muestra la media de los momentos aductores de la cadera en el ciclo de la marcha, hasta el final del apoyo, acompañado con el intervalo de confianza del 95 % para cada porcentaje, se observan dos picos, el primero (PMA1) que se presenta entre 16 % al 18 % el cual corresponde a la fase de apoyo medio y el segundo pico (PMA2) se dio entre 44 % a 46 % que corresponde a la fase de apoyo final, siendo mayor el momento en el primer pico.

En la Tabla 2 se muestra el análisis de la relación de las medidas sociodemográficas, antropométricas, espaciales, temporales, espaciotemporales con el PMA1, PMA2 y promedio del momento aductor de cadera, se encontró relación entre talla y PMA1 negativa débil ($Rho=0,34$; $p=0,00$), el IMC tuvo una relación positiva débil con el PMA1 ($Rho=0,28$; $p=0,003$). La longitud de paso tuvo una relación negativa débil con pico1 ($Rho=-0,18$; $p=0,048$); respecto a la relación entre el PMA1 y la cadencia se presentó una relación positiva débil ($Rho=0,26$; $p=0,06$); para la variable velocidad no se encontró ninguna relación.

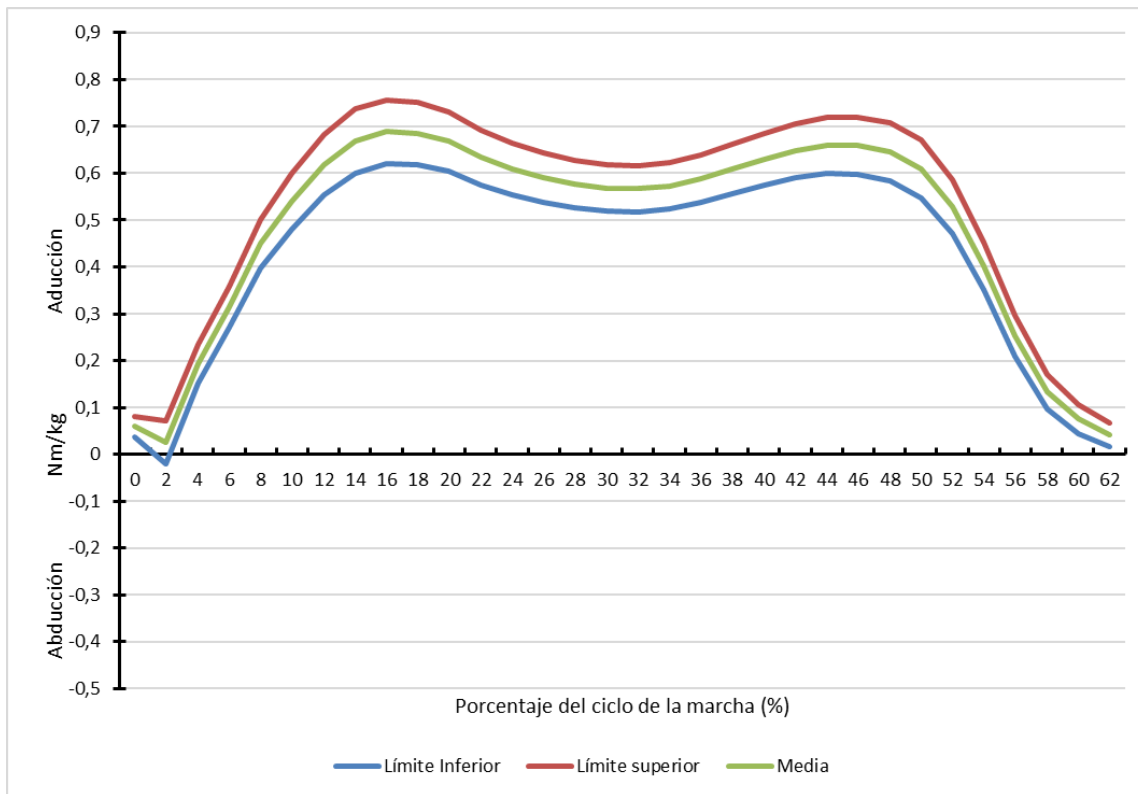


Figura 1. Momentos articulares en el plano frontal de la cadera.

Tabla 2. Correlación de las medidas antropométricas, espaciales, temporales, espacio temporal con el PMA1 PMA2

Variables	PMA1			PMA2		
	Rho/mediana	p =	IC 95 %	Rho/mediana	p =	IC95 %
Edad	0,025*	0,79	(-0,14-0,18)	0,05	0,54	(0,09-0,20)
Talla	-0,34*	0,00†	(-0,48 -(-0,17))	-0,07	0,45	(-0,26-0,13)
Masa	-0,01**	0,91	(-0,13-0,26)	0,02	0,83	(-0,13-0,29)
IMC	0,28**	0,003 †	(0,081-0,46)	0,10	0,28	(-0,093-0,30)
Longitud de paso	-0,18*	0,048†	(-0,39-0,06)	-0,10	0,29	(-0,15-0,10)
Cadencia	0,26**	0,06	(0,78-0,43)	-0,001	0,98	(-0,18-0,18)
Velocidad	0,13**	0,16	(-0,07-0,31)	0,038	0,69	(-0,22-0,14)

* Prueba Pearson; ** Prueba Spearman; † p ≤ 0,05

Discusión

Se encontraron asociaciones entre algunas variables de la marcha con respecto al PMA1 y PMA2 de los participantes, cabe resaltar que en Colombia no se han realizado anteriormente estudios encaminados a la descripción de estos momentos de la cadera en el plano frontal. Los resultados presentados en este artículo se podrían tomar como referencia para estudios a futuro, relacionados con las cargas mecánicas que ocurren en la cadera en el momento articular sobre el plano frontal, y así mismo tener en cuenta como esto puede incidir en la manifestación de patologías como la OA y otras que ocasionen sintomatología.

Este estudio realizado en AM asintomáticos, encontró que el PMA1 fue de 0,76 Nm/Kg que corresponde a la fase de apoyo medio (16% al 18% del ciclo de la marcha) y el PMA2 fue de 0,70 Nm/Kg el cual corresponde a la fase de apoyo final (44 % a 46 % del ciclo de la marcha); al contrastar estos datos con los reportado por Tateuchi *et al.*,⁽¹⁶⁾ se encuentran diferencias en donde el momento pico aductor reportado fue de aproximadamente 1,04 Nm/kg, posiblemente atribuidas a que la población en ese estudio era sintomática por coxartrosis, lo cual puede estar relacionado a que un mayor momento se asocia a la presencia de sintomatología, probablemente por el estrés intraarticular y sobre los tejidos peri articulares; aunque en el presente estudio no se

analizó la relación de los picos aductores de la cadera directamente con la presencia del diagnóstico de OA.

Tateuchi *et al.*,⁽¹⁶⁾ identifican que el mayor momento de la cadera en el plano frontal se asocia significativamente con la progresión radiográfica de la coxartrosis (OR ajustada [IC 95%], 1,34 [1,06 – 1,70]; $p=0,013$) y el mayor momento acumulado diario de cadera en el plano sagital también fue asociado de manera significativa con la progresión (OR ajustado, 1,80 [0,99 – 3,26]; $p=0,052$). Lo cual realza el papel del momento aductor en la progresión y posiblemente en la aparición sintomatológica del desgaste articular.

En contraposición, Meyer *et al.*⁽¹⁸⁾ y Wesseling *et al.*,⁽¹⁹⁾ reportaron respectivamente un PMA1 de 0,70 Nm/kg y 0,79 Nm/kg en participantes controles; valores similares a los encontrados en el presente estudio. Sin embargo, estos mismos autores, encontraron que pacientes con OA sintomática se presentaban valores menores en el PMA1; posiblemente como estrategia compensatoria, asociada a la debilidad de los aductores de cadera.

De igual forma, Diamond *et al.*,⁽⁸⁾ en su meta-análisis identifican que los pacientes con OA avanzada demostraron menores momentos en el plano frontal (diferencia estandarizada de medias: 0,63 [IC 95% 0,92; 0,34]) en comparación con los controles; se explica posiblemente porque según la magnitud de un momento externo aductor, se necesitaría en contraposición para balancear las cargas, un momento con la misma magnitud de los músculos abductores, por ende, las demandas musculares de pacientes con OA en etapas avanzadas podrían ser menores⁽²⁰⁾. Varios autores han descrito que las personas con OA avanzada presentan debilidad y una peor calidad de los músculos de la cadera que los controles⁽²¹⁻²³⁾, además de adaptar estrategias compensadoras como caída de la pelvis contralateral al apoyo, reducción del periodo de soporte, etc⁽²⁴⁾; con lo anterior, es evidente que las características del momento articular en el plano frontal se modifican con el estadio de la OA, éste puede variar según la evolución de la enfermedad, la edad, el comportamiento del centro de masa, la cinemática, presencia de otras comorbilidades y del dolor⁽⁸⁾.

Así mismo, Murphy *et al.*,⁽²⁵⁾ en su estudio analizan población sintomática de OA con dolores y/o rigidez inguinal o en la cadera, encontraron riesgo de

desarrollo de OA. Este trabajo a su vez da cuenta de estimaciones específicas de raza, y evidencia que la obesidad predice un mayor riesgo de coxartrosis y reemplazo articular. En el presente estudio el IMC obtuvo una mediana de 26,48 kg/m² (RIC 23,79 a 30,08), que indica sobrepeso, presentando una mayor carga axial sobre los miembros inferiores, pero solo presentó una asociación positiva débil con el PMA1. Por otro lado, a pesar de que el IMC alto y su relación con el PMA1, éste es inferior en comparación con el estudio de Alfonso-Mora y Ávila-Barón que reportan un IMC de 30,29+4 kg/m²⁽²⁶⁾.

Inai *et al.*,⁽²⁷⁾ manifiestan que se debe tener en cuenta que la coxartrosis es degenerativa y está dada por las fuerzas que se ejercen en la articulación durante el movimiento. Partiendo de esta premisa, es necesario evaluar los momentos externos de la cadera, con el fin de identificar los factores de riesgo para OA, y esto se logra observando los dos picos máximos del momento aductor de la cadera en el plano frontal durante la marcha del AM, lo que da a entender que al disminuir los momentos acumulativos puede ser un factor que reduzca el riesgo de coxartrosis en personas sanas⁽¹⁶⁾, o que aparecieron estrategias compensatorias en casos de OA avanzada⁽⁸⁾. En el presente estudio, la velocidad de la marcha presentó una mediana de 1,01 m/s ($\pm 0,14$) la cual es caracterizada como velocidad promedio según Oberg *et al.*,⁽²⁸⁾ similar a estudios mencionados anteriormente^(16,20), esto parece no influir en el PMA1 y el PMA2, a diferencia del IMC ($p=0,003$) débil positiva y talla ($p=0,00$) débil negativo que si encontró relación con PMA1, al igual que Tateuchi *et al.*⁽¹⁶⁾ también encontró una relación entre estas variables.

Autores como Murphy *et al.*,⁽²⁵⁾ Inai *et al.*,⁽²⁷⁾ Oberg *et al.*,⁽²⁸⁾ describen los factores que afectan el momento de la cadera durante la marcha en adultos sanos, y encuentran que estos pueden modificarse por las especificidades internas del participante, como por ejemplo, el empuje de tobillo, la cadencia y los factores externos como tipo de calzado, utilización de tobilleras, rodilleras, entre otros. En este estudio los factores como el tipo de calzado y vestimenta fueron controlados brindando ropa específica para la realización de la prueba. Se les pidió que se descalzaran y se le permitió adaptación al espacio permitiendo su exploración antes de la medición, pero se hace necesario identificar los demás componentes intrínsecos en la producción de fuerzas

y momentos en tobillo, rodilla e incluso tronco, pues es un aspecto que se puede limitar la extrapolación de estos datos como norma para todas las actividades funcionales, debido a que los AM realizan todas sus actividades de la vida diaria vestimentas de su elección.

El presente estudio permitió comprender la importancia de analizar los momentos articulares de la cadera en la fase de apoyo durante la marcha, la cual está directamente implicada con la carga que se ejerce en el cartílago articular de la cadera. Según lo revisado la carga repetitiva y aumentada puede causar daños imperceptibles en los condrocitos acelerando la OA^(24,25), estos datos son importantes como bitácora de comparación para la realización de estudios en la población colombiana y como guías de comparación en la praxis de la fisioterapia, aportando no solo datos cuantitativos sino posibles soluciones a las dificultades que presentan los pacientes sintomáticos y asintomáticos de OA y generar nueva información sobre el momento articular de la cadera en el plano frontal durante la marcha de adultos mayores.

Debido a que se hizo el análisis exclusivamente del momento en el plano frontal de la cadera, se puede considerar como aporte inicial, pero, no se debe desconocer el papel de las demás articulaciones en la patomecánica y salud de estas en una actividad como la marcha. Si bien en el presente estudio se controló el vestuario, se debe tener en cuenta que es una limitación ya que los participantes fuera del laboratorio en su vida diaria utilizan otro tipo de ropa.

Se recomienda realizar una evaluación de la fuerza muscular de los abductores y su relación con los valores del momento aductor, además analizar todos los planos incluyendo la cinética de todos los segmentos, dada la susceptibilidad aumentada que tienen los AM, además es importante tener en cuenta una relación entre la cinética y cinemática para obtener resultados más globales. Estos datos pueden servir como base para futuros estudios y evaluaciones desde el área de fisioterapia relacionada con la población anteriormente mencionada.

Conclusiones

El presente estudio muestra, los momentos articulares de la cadera en el plano frontal durante la fase de apoyo de 110 adultos mayores. Los resultados obtenidos se comportan de manera similar a la

reportada en otros estudios de distintos países; el PMA1 y PMA2 fue 0,76 y 0,70 Nm/Kg respectivamente, resultado menor a lo reportado en pacientes con coxartrosis, esto puede sugerir el papel del momento aductor de la cadera en la aparición de sintomatología. Sin embargo, se requiere más estudios que corroboren esta hipótesis.

Los momentos articulares de la cadera en el plano frontal, pueden estar asociados con la carga mecánica durante la marcha, generando factores de riesgo que predispongan a la coxartrosis. Este estudio permite visualizar el comportamiento del momento aductor de la cadera de los mayores asintomáticos, permitiendo a los profesionales encargados de la atención de esta población crear estrategias de intervención dirigidas a disminuir la progresión o instauración de daño articular.

Conflicto de intereses: Ninguno declarado por los autores.

Referencias

1. Sgaravatti A, Santos D, Bermúdez G, Barboza A. Velocidad de marcha del adulto mayor funcionalmente saludable. *An Facultad Med (Univ Repúb Urug)*. 2018;5(2):93-101. DOI: 10.25184/anfamed2018v5n2a8.
2. Clément J, Blakeney W, Hagemeister N, Desmeules F, Mezghani N, Lowry V et al. Hip-Knee-Ankle (HKA) angle modification during gait in healthy subjects. *Gait & Posture*. 2019;72:62-68. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2019.05.025.
3. López Ramírez JH, Jauregui JR. *Fisiología del envejecimiento*. Bogotá: Médica Celsus; 2013. ISBN: 978-958-9327-48-7
4. De Jaege C. *Fisiología del envejecimiento*. EMC - Kinesiterapia - Medicina física. 2018;39(2):1-12. Disponible en: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S129329651889822X>
5. Boyer K, Johnson R, Banks J, Jewell C, Hafer J. Systematic review and meta-analysis of gait mechanics in young and older adults. *Experimental Gerontology*. 2017;95:63-70. Disponible en: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0531556516306118>
6. Solís Cartas U, Calvopiña Bejarano SJ, Martínez Larrarte JP, Paguay Moreno ÁR, Saquipay Duchitanga GI. Percepción de calidad de vida en pacientes con osteoartritis. Características sociodemográficas y clínicas. Estudio de 5 años. *Revista Colombiana de Reumatología*. julio de 2018;25(3):177-83. Disponible en: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0121812318300586>
7. Durán-Hernández S, Soto-Rodríguez JF, Allen-Bobadilla J, Durán-Hernández N, García-Mosco P. Tratamiento conservador de la osteoartritis de cadera con toxina botulínica tipo A. *GMM*. 3 de abril de 2019;155(91):2049. Disponible en: http://gacetamedicademexico.com/frame_esp.php?id=293

8. Diamond LE, Allison K, Dobson F, Hall M. Hip joint moments during walking in people with hip osteoarthritis: a systematic review and meta-analysis. *Osteoarthritis Cartilage*. 2018;26:1415-24. Disponible en: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1063458418311385>
9. Tateuchi H, Akiyama H, Goto K, So K, Kuroda Y, Ichihashi N, et al. Gait and Posture Related Factors Associated With Changes in Hip Pain and Physical Function in Patients With Secondary Hip Osteoarthritis: A Prospective Cohort Study. *American Congress of Rehabilitation Medicine*. 2019;100(11):2053-62. Disponible en <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S000399931930293X>
10. Inai T, Takabayashi T, Edama M, Kubo M. Effect of contralateral cane use on hip moment impulse in the frontal plane during the stance phase. *Gait & Posture*. 2019;70:311-6. Disponible en: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S096663621930339X>
11. Willems P-A, Schepens B, Detrembleur C. Marcha normal. EMC - Kinesiterapia - Medicina Física [Internet]. abril de 2012;33(2):1-29. Disponible en: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1293296512619446>
12. Mariana Haro D. Laboratorio de análisis de marcha y movimiento. *Rev Med Clin Condes* [Internet]. 1 de marzo de 2014 [citado 14 de julio de 2020];25(2):237-47. Disponible en: <http://www.elsevier.es/es-revista-revista-medica-clinica-las-condes-202-articulo-laboratorio-analisis-marcha-movimiento-S0716864014700343>
13. Hewitt PG. *Física Conceptual*. 12°. Pearson, editor. Mexico; 2016. 820 p. ISBN: 978-607-32-3818-2
14. Allison K, Hall M, Wrigley TW, Pua YH, et al. Sex-specific walking kinematics and kinetics in individuals with unilateral, symptomatic hip osteoarthritis: A cross sectional study. *Gait & Posture*. 2018;65:234-9. Disponible en: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636218303540>
15. Fischer AG, Wolf A. Body weight unloading modifications on frontal plane joint moments, impulses and Center of Pressure during overground gait. *Clinical Biomechanics*. 2016;39:77-83. Disponible en: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003316301437>
16. Tateuchi H, Koyama Y, Akiyama H, Goto K, So K, Ichihashi N. Daily cumulative hip moment is associated with radiographic progression of secondary hip osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*. 2017;25(8):1291-8. Disponible en: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1063458417308634>
17. Full body modeling with Plug-in Gait [Internet]. Nexus 2.8 Documentation. [citado 2 de abril de 2020]. Disponible en: <https://docs.vicon.com/display/Nexus28/Full+body+modeling+with+Plug-in+Gait>
18. Meyer CAG, Wesseling M, Corten K, Nieuwenhuys A, Monari D, Simon J-P, et al. Hip movement pathomechanics of patients with hip osteoarthritis aim at reducing hip joint loading on the osteoarthritic side. *Gait & Posture* [Internet]. enero de 2018;59:11-7. Disponible en: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636217309256>
19. Wesseling M, Meyer C, Corten K, Desloovere K, Jonkers I. Longitudinal joint loading in patients before and up to one year after unilateral total hip arthroplasty. *Gait & Posture* [Internet]. marzo de 2018;61:117-24. Disponible en: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S096663621830002X>
20. Rutherford DJ, Hubley-Kozey C. Explaining the hip adduction moment variability during gait: implications for hip abductorstrengthening. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2009;24:267-73. Disponible en: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003308003501>
21. Loureiro A, Mills P, Barrett R. Muscle weakness in hip osteoarthritis: a systematic review. *Arthritis Care Res (Hoboken)*. 2013;65:340-52. DOI: 10.1002/acr.21806.
22. Arokoski M, Arokoski J, Haara M, Kankaanpaa M, Vesterinen M, Niemitukia L, et al. Hip muscle strength and muscle cross sectional area in men with and without hip osteoarthritis. *J Rheumatol*. 2002;29:2185-95. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12375331>
23. Grimaldi A, Richardson C, Stanton W, Durbridge G, Donnelly W, Hides J. The association between degenerative hip joint pathology and size of the gluteus medius, gluteus minimus and piriformis muscles. *Manual Therapy*. 2009;14:605-10. Disponible en: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1356689X0900126X>
24. Watelain E, Dujardin F, Babier F, Dubois D, Allard P. Pelvic and lower limb compensatory actions of subjects in an early stage of hip osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil*. 2001;82:1705-11. Disponible en: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S000399930196650X>
25. Murphy L, Helmick C, Schwartz T, Renner J, Tudor G, Koch G. One in four people may develop symptomatic hip osteoarthritis in his or her lifetime. *Osteoarthr Cartil*. 2010;18(11):1372-9. Disponible en: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S106345841000275X>
26. Alfonso-Mora L, Ávila-Barón A. Cambios cinemáticos de la marcha en pacientes con artrosis de rodilla con diferentes descargas de peso. *Ciencias de la Salud*. 2014;12(3):319-29. Disponible en: <http://www.scielo.org.co/pdf/recis/v12n3/v12n3a03.pdf>
27. Inai T, Takabayashi T, Edama M, Kubo M. Evaluation of factors that affect hip moment impulse during gait: A systematic review. *Gait & Posture*. 2018;61:488-92. Disponible en: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636218300973>
28. 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(2):210-23. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8035350>