



ORIGINAL
Artículo en español

Rev Esp Podol. 2021;32(1):18-26
DOI: 10.20986/revesspod.2021.1599/2021

Determinantes mecánicos de los momentos aductores externos de rodilla durante la marcha en población sana

Mechanical determinants of external knee joint adductor moments during gait in healthy population

Javier Pascual Huerta¹, Juan Manuel Ropa Moreno², Ernesto Maceira Suárez³, Ángel Orejana García⁴ y Fermín Viejo Tirado⁵

¹Práctica privada. Clínica del Pie Elcano. Bilbao. España. ²Práctica privada. Madrid. ³Complejo Hospitalario La Mancha. Alcázar de San Juan, Ciudad Real, España. ⁴Universidad Complutense de Madrid. Madrid, España. ⁵Departamento de Anatomía. Universidad Complutense de Madrid. Madrid, España

Palabras clave:

Osteoartritis, rodilla, marcha, plano frontal, ángulo femorotibial.

Keywords:

Osteoarthritis, knee joint, gait, frontal plane, femorotibial angle.

Resumen

Objetivos: Los momentos articulares en el plano frontal de la rodilla se utilizan actualmente como indicadores indirectos de la carga en los compartimentos medial y lateral. El presente estudio pretende investigar elementos mecánicos predictores de la elevación de los momentos aductores en la rodilla durante la marcha.

Pacientes y métodos: Se realizó un análisis computarizado de la marcha con siete cámaras de vídeo y dos plataformas de fuerza para estudiar variables cinemáticas y cinéticas de individuos sanos. Se analizó la gráfica de los momentos de la rodilla en el plano frontal en tres valores: valor máximo en la primera mitad y en la segunda mitad de la fase de apoyo y valor del área total de la gráfica. Se realizó una comparación entre sexos y una prueba de regresión múltiple con diversos factores mecánicos para determinar estas tres variables.

Resultados: Se analizaron los datos de 100 individuos (56 hombres y 44 mujeres). No se encontraron diferencias en estos tres valores medidos entre hombres y mujeres. Las variables que explicaron mayor variabilidad de los momentos articulares de la rodilla en el plano frontal fueron la alineación femorotibial en carga estática, momentos articulares de la cadera en el plano frontal y rotación tibial durante la marcha.

Conclusión: La alineación femorotibial en el plano frontal es el principal factor contribuyente en las cargas de los compartimentos medial y lateral de la rodilla. La musculatura abductora y de la cadera y la rotación tibial son los otros dos factores mecánicos más importantes encontrados.

Abstract

Objectives: Frontal plane knee joint moments are used nowadays as an indirect measure of the load in the medial and lateral compartments of the joint. The present study tries to investigate mechanical factors that can have an influence in the increase of knee adduction joint moments during gait.

Patients and methods: A computerized gait analysis was performed with seven videocameras and two force platforms to study kinematic and kinetic variables in healthy individuals. The graph of knee joint moments in the frontal plane was analyzed in three variables: maximum value during the first half and second half of contact phase and total area of the graph. Comparison between sex and a linear regression analysis with several mechanical factors was performed for those three variables.

Results: 100 individuals were included the study (56 men and 44 women). No sex differences were found in the three variables analyzed. Factors with greater influence in knee joint moments were femorotibial alignment in static stance, frontal plane hip joint moments and tibial rotation during gait.

Conclusions: Femorotibial alignment in the frontal plane was the main factor that contributes to load in medial and lateral compartments of the knee during gait. Abductor muscles contraction of the hip and tibial rotation were the other relevant mechanical factors found.

Recibido: 03-01-2021
Aceptado: 08-02-2021



0210-1238 © Los autores. 2021.
Editorial: INSPIRA NETWORK GROUP S.L.
Este es un artículo Open Access bajo la licencia CC Reconocimiento 4.0 Internacional
(www.creativecommons.org/licenses/by/4.0/).

Correspondencia:

Javier Pascual Huerta
javier.pascual@hotmail.com

INTRODUCCIÓN

La osteoartritis (OA) de rodilla es uno de los procesos artrósicos más comunes en los pacientes de edad avanzada. En España, la prevalencia estimada de dolor crónico de rodilla sugestivo de OA en la población general adulta es de un 10,2 % (IC95 % de 7,9 a 12,5)¹. Aunque todavía existen dudas sobre el proceso patomecánico de la OA de rodilla, actualmente el paradigma más comúnmente utilizado para explicar su patogénesis en la articulación de la rodilla hace referencia a que el resultado final de esta enfermedad viene derivado por la suma de factores biológicos y factores mecánicos que actúan sobre la articulación²⁻⁶. El primer grupo incluye factores biológicos y sistémicos como la edad, sexo, raza, predisposición genética, estado hormonal y diversos marcadores bioquímicos. El segundo grupo está formado por aquellos factores que producen un aumento en la sollicitación mecánica de la articulación aumentando la carga sobre el cartílago articular, como pueden ser la obesidad, la actividad física, la alineación de la extremidad, etc.

Los momentos adductores externos de la rodilla (MAER) en el plano frontal se utilizan actualmente como indicadores indirectos de la carga en el compartimento medial durante la deambulación⁷⁻¹¹ y han sido relacionados con la presencia de artrosis del compartimento medial de la rodilla y con la gravedad de la misma en numerosos estudios¹²⁻²². Existen diversos factores que se han identificado como determinantes de los MAER durante la marcha, como la alineación radiológica tibiofemoral, el ángulo de progresión de la marcha y los momentos articulares de la cadera, entre otros^{12,23-30}. Sin embargo, la mayoría de estos factores influyentes en los MAER en el plano frontal se han evaluado en pacientes con OA ya establecida. Es posible que la presencia de dolor o de mecanismos de compensación en estos pacientes haga que estos factores puedan no ser los mismos en la población sana.

Debido a la necesidad de mayor investigación en este aspecto, el presente estudio intenta determinar los factores mecánicos más influyentes de los momentos adductores externos de la rodilla en el plano frontal en población sana. Un mayor entendimiento de cómo estos factores se relacionan con las cargas dinámicas durante la marcha en población asintomática podría ayudar a identificar sujetos potencialmente susceptibles de presentar OA de rodilla y que se beneficiarían de intervenciones terapéuticas tempranas como pueden ser plantillas, modificaciones en el patrón de marcha, etc. El presente estudio pretende investigar el papel de diversos elementos mecánicos como predictores de la elevación de los momentos adductores externos en la rodilla durante la fase de apoyo de la marcha e investigar la existencia de diferencias de género entre dichos factores.

PACIENTES Y MÉTODOS

El presente estudio se cataloga como de tipo observacional y transversal. El grupo de estudio estuvo formado por volun-

tarios sanos asintomáticos que fueron entrevistados para comprobar que cumplían los criterios de inclusión y exclusión del estudio. Los criterios de exclusión para el presente estudio comprendían la presencia de dolor y/o deformidad evidente en la rodilla y extremidad inferior, tratamiento con plantillas o férulas durante el último año, la presencia de enfermedades inflamatorias o del tejido conectivo e historia previa de tratamiento quirúrgico o traumatismo grave en miembros inferiores. Debido a la naturaleza no invasiva del estudio, no se solicitó la aprobación por un comité ético de investigación para su realización; no obstante, el estudio fue llevado a cabo siguiendo todas las recomendaciones de la Declaración de Helsinki³¹. Se obtuvo consentimiento informado de todos los participantes después de una explicación verbal y escrita del proyecto.

Se obtuvieron datos cinemáticos y cinéticos de la marcha de los individuos usando un sistema de siete cámaras Vicon 370 (Oxford Metrics Ltd, Oxford, UK) a una frecuencia de 50 Hz y dos plataformas de fuerza AMTI (Advanced Medical Technology, Newton, MA; USA) a una frecuencia de 500 Hz. Los datos de las fuerzas reactivas del suelo se recogieron con las plataformas de fuerzas que se encontraban encastradas en el suelo en el centro del pasillo de marcha. Se colocaron en cada sujeto 15 marcadores reflectantes en ambas extremidades inferiores de acuerdo con el sistema de marcadores Helen Hayes descrito por Kadaba y cols.³². Los marcadores se encontraban adheridos a la piel de las siguientes localizaciones anatómicas: espinas ilíacas anterosuperiores, sacro, muslo lateral, epicóndilo femoral lateral, pierna lateral, maléolo lateral, segunda cabeza metatarsal y zona posterior del talón en ambos miembros. Los marcadores estaban formados por esferas de 25 mm de diámetro cubiertas con cinta reflectante y fueron pegados a la piel con cinta adhesiva de doble cara. Usando la posición tridimensional de los marcadores, el centro de las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo fueron calculados junto con un sistema local de coordenadas para los segmentos de la pelvis, el fémur, la pierna y el pie. El centro articular de la cadera se calculó desde la posición de los marcadores de la pelvis por el método descrito por Davis y cols.³³, en el que la anchura y la profundidad de la pelvis se utilizaron para calcular su centro articular. El pie fue definido como un único vector simple a partir del centro de la articulación del tobillo a la segunda cabeza metatarsal.

Inicialmente se pesó y se midió a todos los individuos en una báscula electrónica. La colocación de los marcadores se realizó siempre siguiendo el mismo protocolo en todos los casos, comenzando con los marcadores proximales y acabando con los marcadores distales. Una vez que los marcadores de piel estuvieron posicionados, se tomó una captura estática del individuo con el sujeto en posición anatómica en estática. A continuación cada sujeto caminó a lo largo de un pasillo de unos 20 metros de largo a una velocidad de marcha confortable para él. Después de 5 minutos a modo de calentamiento y habituación al entorno caminando en el pasillo, se realizaron unas 10-12 capturas de cada sujeto en las que un pie contac-

taba de forma completa con una plataforma de fuerzas y el otro pie contactaba en la segunda plataforma de forma completa igualmente. Se descartaron aquellas capturas en las que se evidenciaba *targeting* o alteraciones en el patrón de marcha para contactar con los pies en la plataforma.

Las variables cinemáticas y cinéticas de las extremidades inferiores se calcularon utilizando el *software* de Vicon Clinical Manager® (Oxford Metrics Ltd., Oxford, UK). Los desplazamientos angulares se calcularon mediante los ángulos de Euler derivados del sistema articular coordinado³⁴. Se utilizó entonces un sistema de dinámica inversa para calcular los momentos articulares de los miembros inferiores combinado con los datos cinéticos obtenidos por las fuerzas reactivas del suelo junto con las masas segmentadas, velocidades, aceleraciones, momentos de inercia y posiciones de los centros articulares. Se calcularon los momentos articulares tridimensionales en relación con los ejes de los sistemas de coordenadas locales del segmento distal. Los momentos articulares fueron definidos como momentos articulares externos y fueron normalizados a la masa de cada sujeto de estudio.

Todas las capturas válidas de cada individuo (en las que pisaba con los dos pies en las dos plataformas de forma simultánea) fueron analizadas e incluidas en el estudio. Se realizó una media de las variables de estudio utilizando todas las capturas válidas de cada individuo (entre tres y nueve capturas válidas), que fueron utilizadas como valor final de cada variable. Las variables independientes calculadas en el estudio fueron: 1) primer pico del MAER tomado como valor máximo de la gráfica durante el primer 50 % de la fase de apoyo; 2) segundo pico del MAER tomado como valor máximo de la gráfica durante el segundo 50 % de la fase de apoyo; 3) área total del MAER tomada como integral de la curva de la gráfica. Las variables dependientes calculadas en el estudio fueron: 1) alineación femorotibial en carga estática tomada como ángulo femorotibial en el plano frontal durante la captura estática; 2) alineación femorotibial en carga dinámica; 3) momento articular en el plano frontal de la cadera tomada como área de la curva durante la fase de apoyo de la marcha; 4) momento articular en el plano frontal de tobillo tomada como el área de la curva durante la fase de apoyo; 5) rotación tibial interna tomada como el área de la curva durante la fase de apoyo de la marcha; 6) ángulo de progresión de la marcha; 7) momento articular de tobillo en el plano sagital tomado como valor máximo del momento plantarflexor durante la fase de apoyo de la marcha; 8) longitud del paso normalizado al dividirlo por la altura del individuo; 9) cadencia medida en número de pasos por segundo.

A pesar de que el estudio se realizó a todos los sujetos en los dos miembros, se utilizó únicamente para el análisis de los datos de cada individuo el miembro (derecho o izquierdo) que presentaba mayor número de capturas válidas. Los resultados fueron expresados como media \pm desviación estándar. Se estudió inicialmente la normalidad de todas las variables mediante análisis visual y mediante la realización de la prueba de Kolmogórov-Smirnov. Se realizó un test de sig-

nificación mediante la prueba de *t* de Student para el análisis de los datos de edad, peso, altura e índice de masa corporal por sexos y de Chi cuadrado para el miembro estudiado por sexos. Se realizó una media de la curva del MAER durante la marcha de todos los sujetos conjuntamente y de hombres y mujeres por separado junto con un intervalo de confianza al 95 % para los valores del primer pico, segundo pico y área total del MAER. Se realizó la prueba de *t* de Student por sexos con objeto de valorar la presencia de diferencias de género en dichas variables (primer pico, segundo pico y área total del MAER). Finalmente, se realizó un análisis de regresión múltiple (selección por pasos o *stepwise regression*) para el primer pico, segundo pico y área total del MAER durante la fase de apoyo de la marcha utilizando como variables independientes las nueve variables descritas anteriormente. El análisis estadístico se efectuó mediante el programa de *software* SPSS 17.0 (SPSS, Chicago, IL). Para todas las pruebas estadísticas inferenciales se realizó un test de contraste de hipótesis en el que las diferencias fueron consideradas estadísticamente significativas a un nivel de significación $p \leq 0.05$.

RESULTADOS

Se estudiaron un total de 103 sujetos sanos a los que se les hizo un análisis de la marcha completo. De los 103 sujetos iniciales se extrajeron los datos completos de 100 sujetos. En tres de los sujetos estudiados no se pudo procesar los datos. Se comprobó que todos los casos presentaban capturas estáticas y dinámicas fiables. La Tabla I recoge los datos antropométricos de la muestra.

La Figura 1 muestra la gráfica media del MAER para el total de la muestra estudiada. Para calcular dicha gráfica se realizó la gráfica media de toda la muestra del valor del MAER en cada instante del ciclo de la marcha. El ciclo de la marcha estaba dividido en 50 intervalos o secuencias y se realizó la media de todos los sujetos de la muestra para cada uno de los 50 intervalos. La gráfica mostró una doble curva bien diferenciada con dos picos característicos. El primer pico ocurrió en el 16 % del ciclo de la marcha (0.434 ± 0.112 Nm/kg; IC95 % de 0.412 a 0.457) y el segundo pico ocurrió en el 49 % del ciclo de la marcha (0.314 ± 0.119 Nm/kg; IC95 % de 0.290 a 0.338).

No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre hombres y mujeres en el valor del primer pico, segundo pico y área total del MAER (Tabla II). La Tabla III muestra el resultado final de los modelos de regresión lineal múltiple obtenidos para el primer pico del MAER, segundo pico del MAER y área total del MAER.

DISCUSIÓN

La gráfica de los momentos de la rodilla en el plano frontal se define como un momento (en inglés *torque*) con predominancia adductora que tiende a producir adducción de la

Tabla I. Datos antropométricos de la muestra.					
	General (n = 100)	Hombres (n = 56)	Mujeres (n = 44)	Diferencia IC95 %	Valor p
Edad	31.96 ± 12.19	33.15 ± 11.51	30.45 ± 12.98	2.70 -2.24 a 7.65	0.281*
Peso	69.31 ± 15.81	78.78 ± 12.58	57.25 ± 10.36	21.52 16.97 a 26.08	< 0.001*
Altura	169.19 ± 8.54	173.94 ± 6.50	163.14 ± 6.87	10.8 8.11 a 13.4	< 0.001*
IMC	24.03 ± 4.25	25.96 ± 3.36	21.56 ± 4.01	4.40 2.90 a 5.90	< 0.001*
N.º capturas (media)	6.19 ± 3.92	5.88 ± 3.42	6.59 ± 2.75	-0.71 -1.94 a 0.51	0.250*
Miembro					
Derecho	40	26 (46.4 %)	14 (31.8 %)		0.139**
Izquierdo	60	30 (53.6 %)	30 (68.2 %)		

*Prueba de t de Student. ** prueba de chi cuadrado. IMC: índice de masa corporal.

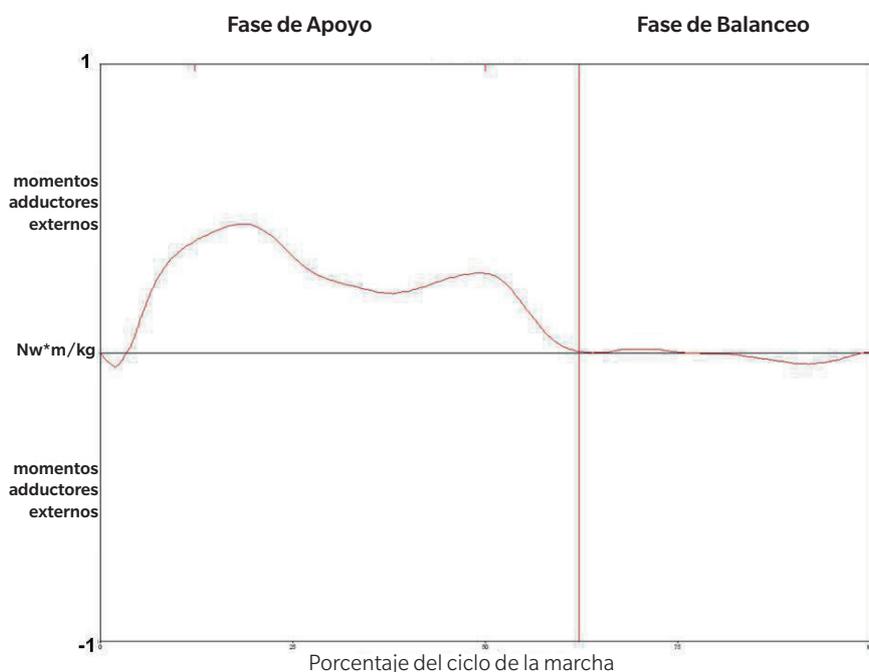


Figura 1. Gráfica de los momentos aductores externos de rodilla (MAER) para toda la muestra (n = 100).

tibia sobre el fémur durante la marcha. Según esta gráfica, el momento externo que actúa en el plano frontal tiende a doblar la pierna en varo (momento aductor) (Figura 2). La magnitud de este momento está principalmente relacionada con la magnitud y dirección de las fuerzas reactivas del suelo y con la distancia perpendicular, o brazo de palanca, desde el centro articular de la rodilla al vector de las fuerzas reactivas del suelo³⁵. Durante prácticamente toda la fase de apoyo de

la marcha las fuerzas reactivas del suelo pasan mediales al centro articular de la rodilla produciendo un momento aductor externo. Este momento aductor externo es fundamental para explicar la carga de los compartimentos de la rodilla. El momento aductor externo sobre la rodilla es opuesto a los momentos internos netos, que en el caso de la rodilla en el plano frontal son generados por las fuerzas musculares del bíceps femoral, por las fuerzas de tensión ejercidas por la cáp-

Tabla II. Diferencias de género en el momento adductor externo de rodilla.					
	General (n = 100)	Hombres (n = 56)	Mujeres (n = 44)	Diferencia IC95 %	Valor p*
1.º pico del MAER	0.434 ± 0.112	0.434 ± 0.12	0.435 ± 0.08	-0.001 -0.04 a 0.04	0.945
2.º pico del MAER	0.314 ± 0.119	0.312 ± 0.12	0.316 ± 0.11	-0.003 -0.05 a 0.04	0.883
Área total del MAER	7.311 ± 2.42	7.179 ± 2.59	7.479 ± 2.20	-0.300 -1.25 a 0.65	0.532

*Prueba de t de Student. MAER: momento adductor externo de rodilla.

Tabla III. Análisis de regresión múltiple.					
Variable independiente	Coefficiente de regresión IC95 %	Valor p parcial	Coefficiente β	R2	Valor P
1.º pico del MAER					
Alineación frontal estática	0.023 0.018 a 0.028	< 0.001	0.727		
Momento frontal de cadera	0.015 0.010 a 0.021	< 0.001	0.464		
Momento frontal de tobillo	0.014 0.002 a 0.027	0.022	0.173	0.532	< 0.001
2.º pico del MAER					
Alineación frontal estática	0.025 0.020 a 0.030	< 0.001	0.753		
Momento frontal de cadera	0.015 0.010 a 0.020	< 0.001	0.438		
Rotación tibial	0.004 0.0008 a 0.007	< 0.001	0.352	0.541	< 0.001
Área total de MAER					
Alineación frontal estática	0.572 0.484 a 0.661	< 0.001	0.850		
Momento frontal de cadera	0.446 0.354 a 0.538	< 0.001	0.635		
Rotación tibial	0.002 0.001 a 0.003	0.005	0.174	0.660	< 0.001

MAER: momento aductor externo de rodilla.

sula lateral, ligamentos laterales y el tensor de la fascia lata, así como por las fuerzas de contacto entre la tibia y el fémur en el compartimento medial. Es importante señalar que en ausencia de movimiento de la articulación o movimiento mínimo de la articulación, como es el caso de la rodilla en el plano frontal, se considera a la articulación en estado de equilibrio, por lo que los momentos internos y externos deben ser exactamente iguales y opuestos para mantener dicho estado

de equilibrio. Es por esto por lo que en ausencia de fuerza muscular antagonista los momentos externos elevados se asocian a fuerzas de contacto óseas elevadas en el compartimento medial de la rodilla.

El presente estudio aporta datos válidos sobre el valor de los momentos articulares de la rodilla en el plano frontal para la población española asintomática. Hasta la fecha no existen, bajo nuestro conocimiento, datos de una muestra

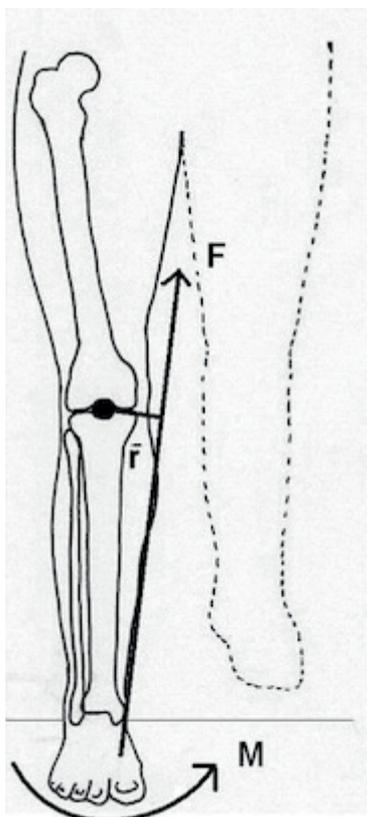


Figura 2. Representación de las fuerzas reactivas del suelo durante la fase de apoyo de la marcha, que pasan mediales al centro articular de la rodilla durante prácticamente toda la fase de apoyo de la marcha produciendo un momento adductor externo.

representativa que aporte valores fiables sobre la gráfica de los momentos articulares de la rodilla en el plano frontal en la población española. Los datos aquí obtenidos pueden ser entendidos como una descripción inicial que pueda servir como base para posteriores estudios sobre las cargas articulares en la articulación de la rodilla en la población española. En el presente estudio se ha encontrado una forma general de la gráfica de los momentos de la rodilla en el plano frontal muy similar a la reportada en otros estudios³⁶⁻⁴⁰.

Se realizó un test de significación de los momentos aductores de rodilla por sexos. Esta comparación no mostró diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos. Los estudios longitudinales sobre la incidencia de OA de rodilla en población sana han mostrado que el sexo femenino podría ser un factor de riesgo para el desarrollo de OA de rodilla⁴¹⁻⁴³. Estudios epidemiológicos realizados en Estados Unidos^{42,44-47}, China^{48,49}, Finlandia⁴³ y España^{1,50} han mostrado una mayor incidencia de la OA de rodilla en mujeres que en hombres. En España concretamente, ese riesgo está fijado en 2,14 (IC95 % de 1,41 a 3,26)^{50,51}. La idea de realizar esta comparación entre hombres y mujeres se basaba en la hipótesis

de que quizás estas diferencias de género pudieran explicarse por diferencias en la carga articular de la rodilla durante la deambulación entre hombres y mujeres. Sin embargo, en el presente trabajo no se han encontrado diferencias entre hombres y mujeres respecto a los tres valores medidos del MAER, por lo que con los datos obtenidos en el presente estudio no podemos apoyar la teoría de que existan diferencias mecánicas en los momentos aductores de la rodilla entre hombres y mujeres y eso sea el motivo que explique la mayor prevalencia e incidencia de OA medial de rodilla en mujeres. En este sentido, es posible que las diferencias de género en la incidencia de OA de rodilla puedan deberse a factores no relacionados con diferencias en la carga articular de la rodilla durante la marcha entre hombres y mujeres o a factores externos como el uso de calzado con mayor altura de tacón.

Se realizó un análisis de regresión múltiple con objeto de seleccionar los posibles determinantes del primer pico, segundo pico y área total del MAER (Tabla III). Con esta prueba estadística se pretende realizar una predicción de la variable dependiente (MAER) por medio de diferentes variables independientes objetivando la contribución e importancia relativa de cada una de ellas con respecto a la variable dependiente^{52,53}. La alineación del miembro inferior fue la variable independiente más importante para explicar la variación de la carga articular de los compartimentos medial o lateral de la rodilla durante la marcha, explicando una variabilidad en torno a un 30 % para el primer pico, segundo pico y área total del MAER. Los resultados mostraron que la alineación femorotibial en varo de la extremidad aumenta la carga del compartimento medial de la rodilla y, al contrario, la alineación en valgo la disminuye. El momento articular de la cadera en el plano frontal fue la segunda variable más importante en el presente estudio, mostrando que un aumento de los momentos articulares internos de cadera en abducción durante la marcha aumenta la carga articular en el compartimento medial de la rodilla, lo que explica el 13-21 % de la variabilidad del MAER durante la fase de apoyo de la marcha. La rotación del pie entendida como la posición del pie con respecto a la tibia durante la marcha (ángulo de progresión de la marcha) también se encuentra implicada en la carga articular de la rodilla, de forma que una posición del pie en rotación externa sobre la tibia durante la marcha se asocia con una disminución de los valores del MAER y una posición del pie en rotación interna sobre la tibia durante la marcha se asocia con un aumento de los mismos. La variabilidad explicada por este factor fue de un 12,3 % para el segundo pico del MAER y de un 3 % para el área total del MAER. Finalmente, los momentos articulares externos supinadores de retropié aumentan levemente la carga articular en el compartimento medial de la rodilla, lo que explica el 2,6 % de la variabilidad del primer pico del MAER, sin asociación con el segundo pico y con el área total del MAER.

Los hallazgos encontrados en este estudio ayudan a identificar variables mecánicas que explican el aumento de las cargas que experimentan los compartimentos internos y

externos de la rodilla durante la deambulaci3n. La relevancia del presente estudio radica en ayudar a identificar sujetos potencialmente susceptibles de presentar OA de rodilla por un aumento de la sollicitaci3n mec3nica, especialmente de las cargas en el compartimento medial de la rodilla durante la marcha. Los sujetos con alineaci3n femorotibial en varo en carga est3tica, aumento de contracci3n de los m3sculos abductores de la cadera, 3ngulo de Fick cerrado durante la marcha y posici3n en varo del retropi3 presentan un aumento de las cargas articulares de la rodilla en el compartimento medial. Es posible que estos pacientes, en estados iniciales de la enfermedad, pudieran beneficiarse de intervenciones terap3uticas tempranas no invasivas como pueden ser plantillas con cu3as externas en valgo o modificaciones voluntarias en el patr3n de marcha (como modificaciones en el 3ngulo de Fick) para reducir la carga articular en el compartimento interno de la rodilla.

El presente estudio tiene ciertas limitaciones y consideraciones especiales que deben tenerse en cuenta, por lo que la interpretaci3n de los resultados debe hacerse con cierta cautela. Los aspectos m3s importantes en este sentido son la fiabilidad de los datos, el tama3o muestral y potencia del estudio y los sistemas de referencia usados para la descripci3n de los momentos articulares. Las mediciones repetidas sobre un mismo sujeto generalmente nunca dan el mismo valor. Esto puede deberse a la variaci3n natural en el sujeto o a variaciones (o errores) en el proceso de medici3n. Las variaciones naturales del sujeto al caminar son especialmente importantes en el presente estudio, ya que la marcha humana estudiada como tal presenta un alto grado de variabilidad dentro del mismo sujeto. Aunque los movimientos c3clicos de la marcha tienden a ser muy similares, no tienen por qu3 ser exactamente iguales en cada paso. Para evitar esta variabilidad inherente a la marcha humana se utiliz3 para cada variable de cada sujeto la media de varias capturas estudiadas despu3s de un periodo de aclimataci3n o calentamiento, y esos valores (la media de varias capturas para cada sujeto) fueron los que se utilizaron finalmente en el an3lisis estadístico de los datos. La media total de las capturas fue aproximadamente de unas seis capturas (6.19 ± 3.92 ; hombres: 5.88 ± 3.42 y mujeres: 6.59 ± 2.75). Esta forma de trabajo es universalmente aceptada por la mayoría de los laboratorios de an3lisis de la marcha y ayuda a paliar en cierto grado la variabilidad de las mediciones, que es inherente o natural a la marcha humana como movimiento repetitivo c3clico. Respecto al tama3o de la muestra y potencia del estudio, se realiz3 una estimaci3n del tama3o muestral con objeto de conseguir niveles de potencia adecuados del estudio para las pruebas estadísticas de regresi3n m3ltiple⁵². Para un valor α de 0.05 y β de 0.20, considerando un m3nimo de R^2 detectable de 0.15, la muestra de estudio debería de ser de 100 individuos, que fueron exactamente los individuos que finalmente se analizaron. Por 3ltimo, con respecto a los sistemas de referencia de los momentos, existen cuatro posibles sistemas de coordenadas diferentes que pueden utilizarse para la expresi3n de los

momentos articulares en el an3lisis cuantitativo de la marcha. Existen variaciones de los valores al presentar los resultados con un sistema u otro, todos ellos presentan ventajas e inconvenientes y no est3 claro cu3l es el mejor en cada caso concreto⁵⁴. A efectos pr3cticos, en el presente estudio se utiliz3 el sistema de coordenadas articular del segmento proximal, por lo que b3sicamente significa que los datos obtenidos deben ser comparados 3nicamente con estudios que hayan utilizado el mismo sistema. Si se calculasen los momentos articulares con otro sistema de referencia se obtendrían datos no comparables con los resultados del presente estudio.

En conclusi3n, el presente estudio investig3 los determinantes mec3nicos del MAER durante la fase de apoyo de la marcha de 100 individuos sanos usando un sistema de an3lisis informatizado de la marcha tridimensional (Oxford Metrix's VICON, Oxford, UK). A pesar de que la estimaci3n de la incidencia de la OA de rodilla es mayor en mujeres que en hombres para la poblaci3n espa3ola, en el presente estudio no se observaron diferencias en cuanto a la magnitud del primer pico, segundo pico y 3rea total de MAER entre sexos. Se identificaron una serie de variables mec3nicas que est3n relacionadas con la carga articular del compartimento medial de la rodilla en la poblaci3n sana y que, por orden de importancia, serían: la alineaci3n de la rodilla en el plano frontal en carga est3tica, el momento articular de la cadera en el plano frontal, la posici3n del pie con respecto a la tibia en adducci3n y los momentos articulares externos supinadores del retropi3. Todas estas variables mostraron una relaci3n positiva con respecto al MAER.

FINANCIACI3N

El presente estudio no tuvo ning3n tipo de financiaci3n interna o externa.

CONFLICTO DE INTERESES

Los autores no declaran ning3n tipo de conflicto de intereses en el presente estudio.

CONTRIBUCI3N DE LOS AUTORES

Concepci3n del estudio y dise3o: JPH, JMRP, EMS, AMOG, FVT; medici3n de variables con los participantes: JPH, JMRP, EMS, AMOG; an3lisis de los datos: JPH, JMRP; escritura del art3culo y revisi3n del mismo: JPH; aprobaci3n final de la versi3n para ser publicada: PH, JMRP, EMS, AMOG, FVT. Los autores han le3do y aprobado la versi3n final del art3culo.

PROTOCOLO COMPLETO DEL ESTUDIO

El presente trabajo supone el trabajo de tesis doctoral del Dr. Javier Pascual Huerta. Una ampliaci3n m3s extensa de todo este trabajo puede encontrarse en: <https://eprints.ucm.es/11613/>

BIBLIOGRAFÍA

1. Fern3ndez-L3pez JC, Laffon A, Blanco FJ, Carmona L. Prevalence, risk factors, and impact of knee pain suggesting osteoarthritis in Spain. *Clin Exp Rheumatol*. 2008;26(2):324-32.

2. Felson DT, Lawrence RC, Dieppe PA, Hirsch R, Helmick CG, Jordan JM, et al. Osteoarthritis: New insights. part I: The disease and its risk factors. *Ann Intern Med.* 2000;133(8):635-46. DOI: 10.7326/0003-4819-133-8-200010170-00016.
3. Doherty M. Risk factors for progression of knee osteoarthritis. *Lancet.* 2001;358(9284):775-6. DOI: 10.1016/S0140-6736(01)06006-8.
4. Andriacchi TP, Mündermann A, Smith RL, Alexander EJ, Dirby CO, Koo S. A framework for the in vivo pathomechanics of osteoarthritis at the knee. *An Biomed Engineering.* 2004;32(3):447-57. DOI: 10.1023/B:A BME.0000017541.82498.37.
5. Dieppe PA, Lohmander LS. Pathogenesis and management of pain in osteoarthritis. *Lancet.* 2005;365(9463):965-73. DOI: 10.1016/S0140-6736(05)71086-2.
6. Zhang Y, Jordan JM. Epidemiology of osteoarthritis. *Rheum Dis Clin North Am.* 2008;34(3):515-29. DOI: 10.1016/j.rdc.2008.05.007.
7. Schipplein OD, Andriacchi TP. Interaction between active and passive knee stabilizers during level walking. *J Orthop Res.* 1991;9(1):113-9. DOI: 10.1002/jor.110090114.
8. Shelburne KB, Torry MR, Pandey MG. Contributions of muscle, ligaments, and the ground-reaction force to tibiofemoral joint loading during normal gait. *J Orthop Res.* 2006;24(10):1983-90. DOI: 10.1002/jor.20255.
9. Taylor WR, Heller MO, Bergmann G, Duda GN. Tibio-femoral loading during human gait and stair climbing. *J Orthop Res.* 2004;22(3):635-2. DOI: 10.1016/j.orthres.2003.09.003.
10. Hurwitz DE, Sumner DR, Andriacchi TP, Sugar DA. Dynamic knee loads during gait predict proximal tibial bone distribution. *J Biomech.* 1998;31(5):423-30. DOI: 10.1016/S0021-9290(98)00028-1.
11. Noyes FR, Schipplein OD, Andriacchi TP, Saddemi SR, Weise M. The anterior cruciate ligament-deficient knee with varus alignment. *Am J Sports Med.* 1992;20(6):707-16. DOI: 10.1177/036354659202000612.
12. Hurwitz DE, Ryals AB, Case JP, Block JA, Andriacchi TP. The knee adduction moment during gait in subjects with knee osteoarthritis is more closely correlated with static alignment than radiographic disease severity, toe out angle and pain. *J Orthop Res.* 2002;20(1):101-7. DOI: 10.1016/S0736-0266(01)00081-X.
13. Kim WY, Richards J, Jones RK, Hegab A. A new biomechanical model for the functional assessment of knee osteoarthritis. *Knee.* 2004;11(3):225-31. DOI: 10.1016/S0968-0160(03)00068-1.
14. Baliunas AJ, Hurwitz DE, Ryals AB, Karrar A, Case JP, Block JA, Andriacchi TP. Increase knee joint loads during walking are present in subjects with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage.* 2002;10(7):573-9. DOI: 10.1053/j.joca.2002.0797.
15. Gök H, Ergin S, Yavuzer G. Kinetic and kinematic characteristics of gait in patients with medial knee arthrosis. *Acta Orthop Scand.* 2002;73(6):647-52. DOI: 10.3109/17453670209178029.
16. Lewek MD, Rudolph KS, Snyder-Mackler L. Control of frontal plane knee laxity during gait in patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage.* 2004;12(9):745-51. DOI: 10.1016/j.joca.2004.05.005.
17. Shimada S, Kobayashi S, Wada M, Uchida K, Sasaki S, Kawahara H, et al. Effects of disease severity on response to lateral wedged shoe insole for medial compartment knee osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil.* 2006;87(11):1436-41. DOI: 10.1016/j.apmr.2006.08.018.
18. Lynn SK, Costigan PA. Effect of foot rotation on knee kinetics and hamstring activation in older adults with and without signs of knee osteoarthritis. *Clin Biomech.* 2008;23(6):779-86. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2008.01.012.
19. Weidenhielm L, Svenson OK, Brostrom LA, Mattson E. Adduction moment of the knee compared to radiological and clinical parameters in moderate medial osteoarthritis of the knee. *Ann Chir Gynaecol.* 1994;83(3):236-42.
20. Landry SC, McKean KA, Hubble-Kozey CL, Stanish WD, Deluzio KJ. Knee biomechanics of moderate OA patients measured during gait at a self-selected and fast walking speed. *J Biomech.* 2007;40(8):1754-61. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2006.08.010.
21. Astephen JL, Deluzio KJ. Changes in frontal plane dynamics and the loading response phase of the gait cycle characteristic of severe knee osteoarthritis application of a multidimensional analysis technique. *Clin Biomech.* 2005;20(2):209-17. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2004.09.007.
22. Kakihana W, Akai M, Nakazawa K, Takashima T, Naito K, Torii S. Effects of laterally wedged insoles on knee and subtalar joint moments. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005;86(7):1465-71. DOI: 10.1016/j.apmr.2004.09.033.
23. Thorp LE, Wimmer MA, Block JA, Moio 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 moment in individuals with medial knee osteoarthritis. *Bone.* 2006;39(5):1116-22. DOI: 10.1016/j.bone.2006.05.001.
24. Wada M, Maezawa Y, Baba H, Shimada S, Sasaki S, Nose Y. Relationship among bone mineral densities, static alignment and dynamic load in patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Rheumatology (Oxford).* 2001;40(5):449-505. DOI: 10.1093/rheumatology/40.5.499.
25. Chang A, Hayes K, Dunlop D, Hurwitz D, Song J, Cahue S, et al. Trust during ambulation and the progression of knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum.* 2004;50(12):3897-903. DOI: 10.1002/art.20657.
26. Wada M, Imura S, Nagatani K, Baba H, Shimada S, Sasaki S. Relationship between gait and clinical results after high tibial osteotomy. *Clin Orthop Relat Res.* 1998;354:180-8. DOI: 10.1097/00003086-199809000-00022.
27. Andrews M, Noyes FR, Hewett TE, Andriacchi TP. Lower limb alignment and foot angle are related to stance phase knee adduction in normal subjects: A critical analysis of the reliability of gait analysis data. *J Orthop Res.* 1996;14(2):289-95. DOI: 10.1002/jor.1100140218.
28. Specogna AV, Birmingham TB, Hunt MA, Jones IC, Jenkyn TR, Fowler PJ, et al. Radiographic measures of knee alignment in patients with varus gonarthrosis. Effect of weightbearing status and associations with dynamics joint load. *Am J Sports Med.* 2007;35(1):65-70. DOI: 10.1177/0363546506293024.
29. Chang A, Hayes K, Dunlop D, Song J, Hurwitz D, Cahue S, et al. Hip abduction moment and protection against medial tibiofemoral osteoarthritis progression. *Arthritis Rheum.* 2005;52(11):3515-9. DOI: 10.1002/art.21406.
30. Henriksen MH, Aaboe J, Simonsen EB, Alkjaer T, Bliddal H. Experimentally reduced hip abductor function during walking: Implications for knee joint loads. *J Biomech.* 2009;42(9):1236-40. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2009.03.021.
31. Asociación Médica Mundial AMM. Declaración de Helsinki de la AMM- Principios éticos para las investigaciones médicas en seres humanos. Disponible en: <https://www.wma.net/es/politicas-post/declaracion-de-helsinki-de-la-amm-principios-eticos-para-las-investigaciones-medicas-en-seres-humanos/> [citado: 27 Diciembre 2020].
32. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurements of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res.* 1990;8(3):383-92. DOI: 10.1002/jor.1100080310.
33. Davis RB, Öunpuu S, Tyburski D, Gage JR. A gait analysis data collection and reduction technique. *Hum Mov Sci.* 1991;10(5):575-87. DOI: 10.1016/0167-9457(91)90046-Z.
34. Grood ES, Suntay WJ. A joint coordinate system for the clinical description of three dimensional motions: Application to the knee. *J Biomech Eng.* 1983;105(2):136-44. DOI: 10.1115/1.3138397.
35. Hunt MA, Birmingham TB, Giffin JR, Jenkyn TR. Associations among knee adduction moment, frontal plane ground reaction force, and lever arm during walking in patients with knee osteoarthritis. *J Biomech.* 2006;39(12):2213-20. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2005.07.002.
36. Sharma L, Hurwitz DE, Thonar EJMA, Sum JA, Lenz ME, Dunlop DD, et al. Knee adduction moment, serum hyaluronan level, and disease severity in medial tibiofemoral osteoarthritis. *Arthritis Rheum.* 1998;41(7):1233-40. DOI: 10.1002/1529-0131(199807)41:7<1233::AID-ART14>3.0.CO;2-L.
37. 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. *Arthritis Rheum.* 2004;50(4):1172-8. DOI: 10.1002/art.20132.
38. Mündermann A, Dyrby CO, Andriacchi TP. Secondary gait changes in patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum.* 2005;52(9):2835-44. DOI: 10.1002/art.21262.

39. Andriacchi TP. Dynamics of knee malalignment. *Orthop Clin North Am.* 1994;25(3):395-403. DOI: 10.1016/S0030-5898(20)31924-6.
40. Hunt MA, Birmingham TB, Bryant D, Jones I, Giffin JR, Jenkyn TR, et al. Lateral trunk lean explains variation in dynamic knee joint load in patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage.* 2008;16(5):591-9. DOI: 10.1016/j.joca.2007.10.017.
41. Grotle M, Hagen KB, Natvig B, Dahl FA, Kvien TK. Obesity and osteoarthritis in knee, hip and/or hand: An epidemiological study in the general population with 10 years follow-up. *BMC Musculoskeletal Disord.* 2008;9:132. DOI: 10.1186/1471-2474-9-132.
42. Felson DT, Zhang Y, Hannan MT, Naimark A, Weissman B, Aliabadi P, et al. Risk factors for incident radiographic knee osteoarthritis in the elderly. The Framingham study. *Arthritis Rheum.* 1997;40(4):728-33. DOI: 10.1002/art.1780400420.
43. Manninen P, Riihimäki H, Heliövaara M, Makela P. Overweight, gender and knee osteoarthritis. *Int J Obes Relat Metab Disord.* 1996;20(6):595-7.
44. Oliveira SA, Felson DT, Reed JI, Cirillo PA, Walker AM. Incidence of symptomatic hand, hip and knee osteoarthritis among patients in a health maintenance organization. *Arthritis Rheum.* 1995;38(8):1134-41. DOI: 10.1002/art.1780380817.
45. Felson DT, Naimark A, Anderson J, Kazis L, Castelli W, Meenan RF. The prevalence of knee osteoarthritis in the elderly: The Framingham Osteoarthritis Study. *Arthritis Rheum.* 1987;30(8):914-8. DOI: 10.1002/art.1780300811.
46. Dillon CF, Rasch EK, Gu Q, Hirsch R. Prevalence of knee osteoarthritis in the United States: Arthritis data from the third national health and nutrition examination survey 1991-1994. *J Rheumatol.* 2006;33(11):2271-9.
47. Jordan JM, Helkic CG, Renner JB, Luta G, Woodard J, Dragomir AD, et al. Prevalence of knee symptoms and radiographic and symptomatic knee osteoarthritis in African-Americans and Caucasians: The Johnston County Osteoarthritis Project. *J Rheumatol.* 2007;34(1):172-80.
48. Zhang Y, Xu L, Nevitt MC, Aliabadi P, Yu W, Qin M, et al. Comparison of the prevalence of knee osteoarthritis between the elderly Chinese population in Beijing and whites in the United States: The Beijing Osteoarthritis Study. *Arthritis Rheum.* 2001;44(9):2065-71. DOI: 10.1002/1529-0131(200109)44:9<2065::AID-ART356>3.0.CO;2-Z.
49. Felson DT, Nevitt MC, Zhang Y, Aliabadi P, Baumer B, Gale D, et al. High prevalence of lateral knee osteoarthritis in Beijing Chinese compared with Framingham Caucasian subjects. *Arthritis Rheum.* 2002;46(5):1217-22. DOI: 10.1002/art.10293.
50. Carmona L, Ballina FJ, Gabriel R, Laffon A; EPISER Study Group. The burden of musculoskeletal diseases in the general population of Spain: Results from a nation-wide study. *Ann Rheum Dis.* 2001;60(11):1040-5. DOI: 10.1136/ard.60.11.1040.
51. Sociedad Española de Reumatología. Estudio EPISER: Prevalencia de las enfermedades reumáticas en la población española. España: Merck, Sharp & Dohme; 2001.
52. Hair JF, Anderson RE, Tatham RL, Black WC. *Multivariate data analysis.* 5ª ed. New Jersey: Prentice-Hall, Inc.; 1998.
53. Martínez González MA, De Irala Estévez J, López Azpiacu I. Introducción a los modelos multivariados. En: Martínez González MA, De Irala Estévez J, Faulin Fajardo FJ, editores. *Bioestadística amigable.* Madrid: Díaz de Santos; 2001. p. 465-94.
54. Schache AG, Baker R. On the expression of joint moments during gait. *Gait Posture* 2007;25(3):440-52. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2006.05.018.