

ESTUDIO COMPARATIVO DE LA MARCHA EN SUJETOS NORMALES Y LUMBALGICOS

E. U. Ciencias de la Salud
UNIVERSIDAD DE ZARAGOZA

R. ROS MAR
S. NERÍN BALLABRIGA
E. CEPERO MORENO

RESUMEN

Este estudio analiza, con un sistema tridimensional, Vicon, la marcha en sujetos normales y compara los datos obtenidos: grados de flexo-extensión de cadera, rodilla y tobillo, en distintas fases de un ciclo de marcha, rango de flexo-extensión de estas mismas articulaciones, rango de báscula escapular, pélvica y de rotación pélvica a lo largo de este mismo ciclo, junto con la velocidad y longitud de zancada. Y compara estos datos con los obtenidos en pacientes lumbálgicos tras el mismo estudio y los hallados por otros autores.

Palabras clave: Marcha, tridimensional, lumbálgicos.

INTRODUCCIÓN

Etimológicamente el término lumbalgia no designa más que un síntoma y se

refiere a la aparición de un dolor en la región lumbar, sin prejuzgar su etiología.

El dolor lumbar representa una herencia de la bipedestación en una encrucijada anatómica conformada por el segmento L3-L5, la articulación lumbosacra, el sacro, las articulaciones sacroiliacas, la región sacrocoxígea y el conjunto de estructuras nerviosas, vasculares y musculoligamentosas que proporcionan al área una especial sensibilidad.

La etiología del dolor lumbar es múltiple y variada. A pesar de ello la causa más frecuente de este síndrome, es la alteración mecánica de la charnela lumbosacra, bien por patología muscular, ligamentosa, distal, etc. que precipita la aparición del cuadro doloroso. Este dolor, sobre todo en los casos crónicos puede condicionar actitudes en el paciente que limiten o alteren la bipedestación, el decúbito o la marcha.

Analizando las distintas actitudes del paciente con lumbalgia podemos ver que en bipedestación la curva lumbar lordótica que se corresponde armónicamente con las curvas compensadoras dorsal y

Trabajo realizado en el Instituto de Ergonomía MAPFRE bajo el auspicio de Fundación Mapfre Medicina.

cervical, se encuentra corregida, lo que puede ocurrir de manera activa como maniobra antiálgica, o estar rectificadas por patología local (11). Esto lleva a una postura en la que aparecen las curvas sagitales aplanadas con una relativa proyección de la cabeza (7).

La importancia del dolor lumbar radica fundamentalmente en su frecuencia y alto coste económico. Aproximadamente un 80% de la población general padece lumbalgia en alguna época de su vida (9). Es la causa más frecuente de limitación de actividad en individuos menores de 50 años y ocupa el tercer lugar en los mayores de esta edad. Genera dos millones de consultas anuales en los equipos de atención primaria (5% de la población) (1).

En lo referente a gasto económico, en España en 1979 y según el INSALUD, las lumbalgias nos costaron 40.000 millones de pesetas. Los estudiosos del tema creen que se puede llegar a fijar en un 2% del Producto Interior Bruto (PIB), lo que le cuesta al contribuyente español el dolor de espalda (14).

El objetivo de nuestro estudio es analizar la marcha en un grupo control normal y compararla con la de pacientes lumbálgicos.

A pesar de la revisión bibliográfica realizada, no hemos encontrado ninguna publicación que estudie la marcha del paciente con esta patología.

La locomoción bipodal o marcha es una de las características diferenciadoras de la especie humana. Los estudios desarrollados con objeto de comprender la marcha son muy abundantes, siendo dentro del área del análisis de los movimientos humanos, la línea de investigación en la que un mayor número de trabajos se ha desarrollado.

Para realizar nuestro estudio hemos escogido como referencia aquellos trabajos,

que describen los movimientos de miembros inferiores y la angulación de las articulaciones que intervienen en ellos.

Analizamos un ciclo de marcha y lo dividimos según Plas y Viel (12), en diferentes tiempos sobre los que basaremos nuestro estudio:

A) Del 0 al 15%: Contacto del talón con el suelo.

B) Del 15 al 40%: Pie plano sobre el suelo.

C) Del 40 al 50%: Despegue del talón.

D) Del 50 al 60%: Despegue de los dedos del pie.

E) Del 60 al 75%: Avance del miembro inferior oscilante.

F) Del 75 al 100%: Extensión total de rodilla.

Clásicamente la división de la marcha en períodos, toma en consideración los dos miembros inferiores. Aunque no es la más utilizada hemos escogido ésta, pues pensamos que es válida dada la repetición de movimientos simétricos en ambos miembros inferiores y por adaptarse bien a nuestro estudio, que analiza en el plano sagital la evolución de un solo miembro inferior.

Inman, Ralston y Tood en su publicación «Human Walking» sentaron las bases del análisis de la marcha tanto cinético, como electromiográfico y de mecánica articular (4).

Johnston y Smidt estudiaron las amplitudes necesarias para la marcha en articulación de cadera y pelvis (6).

Kettelkamp et alts. publicaron un trabajo sobre los ángulos medios de rodilla en las fases de oscilación y apoyo (8).

Isacson, Gransberg y Knutsson, analizaron el rango de movilidad de, cadera, rodilla y tobillo y compararon sus resul-

tados con los trabajos de Johnston, Kettelkamp y Murray (5).

Rainaut y Lotteau, estudiaron también la goniometría de la rodilla en la marcha, insistiendo en el hecho de que la rodilla nunca llega a extenderse totalmente (13).

La recopilación de datos publicada por Piéra y Grosssiord en «La Marche», presenta un extenso estudio en el que se encuentra la media de grados normales en cada una de las articulaciones del miembro inferior en las distintas fases de un ciclo de marcha (10).

Stokes V., Andersson C. y Forsberg H. realizan un trabajo sobre la rotación y traslación de la pelvis y el tórax durante la marcha normal y su posterior comparación con marchas patológicas (15).

El estudio de estos autores nos servirá para comparar nuestros resultados.

MATERIAL Y MÉTODOS

Analizamos la marcha en 10 sujetos normales, 6 mujeres y 4 hombres, de edades comprendidas entre 19 y 38 años, con una media de 28 años y sin patología lumbar previa y 6 sujetos, 5 hombres y 1 mujer de edades comprendidas entre 31 y 45 años, con una media de 41 años, que han padecido lumbalgia de distintas etiologías en los últimos meses y que en el momento de realizar la prueba han superado ya la fase aguda a pesar de no hallarse totalmente asintomáticas. Dos de estos pacientes habían sido operados de hernia discal, uno de ellos en dos ocasiones de niveles distintos y en la actualidad ninguno de ellos presentaba sintomatología radicular. Los 4 restantes presentaban una lumbalgia de tipo mecánico, sin demostrar las pruebas diagnósticas etiología precisa. Todos ellos presentaban una evolución de más de un

año desde el inicio de la lumbalgia, con temporadas de síntomas y encontrándose 5 de ellos, al realizar el estudio, en tratamiento rehabilitador.

Antes de realizar la prueba, comenzamos con una exploración que descarte patología evidente a nivel vertebral o de miembros inferiores que pueda alterar los resultados. Medimos también el ángulo de dorsiflexión de tobillo; eje de la pierna y una línea desde maleolo externo peroneo a base de quinto metatarsiano, manteniendo el tobillo a 90°.

Se colocan marcadores que son visualizados por las cámaras, en parte superoexterna de acromion (n.º 1), epicóndilo (n.º 2), base de tercer metacarpiano (n.º 3) en extremidad superior y en parte superoexterna de trocánter mayor (n.º 4), cóndilo externo (n.º 5), maleolo externo peroneo (n.º 6) y base de quinto metatarsiano (n.º 7) en extremidad inferior, cuando el sujeto camina lateralmente a las cámaras y en parte anterior de acromion ambas extremidades superiores (n.º 1 y 2) y ambas espaldas ilíacas anterosuperiores (n.º 3 y 4), para extremidades inferiores cuando lo hace de frente a las cámaras. Colocamos también dos canales destinados a registrar sensores de presión, que situados en la planta de ambos pies (talón y cabeza de primer metatarsiano), nos mostraron el momento de la marcha en que nos encontramos, al conocer el apoyo plantar.

El análisis del movimiento se realiza a través de un sistema Vicon (Oxford Metrics), que consiste en dos cámaras de vídeo que recogen la reflexión de una radiación infrarroja que se emite desde las mismas cámaras y que refleja en los marcadores colocados sobre la piel del sujeto a explorar. Un sistema informático, previamente calibrado reconoce la situación de los marcadores en los tres planos del espacio, lo que permitirá el análisis del movimiento, velocidad, aceleración y ángulos.

El sujeto debe caminar primero lateralmente a las cámaras, que reconocen los siete marcadores colocados, registrando cincuenta tomas por segundo, lo ubica en el espacio y nos da un esquema del desarrollo de la marcha que nosotros podemos ver, y cuantificar, en cualquiera de los tres planos del espacio. Posteriormente camina de frente con los marcadores colocados en ambos hombros y pelvis, con el mismo resultado.

Recogemos para su estudio un ciclo de marcha central. Podemos seleccionarlo al visualizar en el monitor el desarrollo de ésta, junto con el momento de apoyo plantar lo que nos permite obtener las tomas desde un contacto de talón hasta el siguiente contacto del mismo y delimitar igualmente las que componen los distintos tiempos de este ciclo: contacto de talón, pie plano sobre el suelo, despegue de talón, despegue de los dedos, avance del miembro oscilante y extensión total de rodilla previa al nuevo contacto de talón. De cada una de estas tomas seleccionadas podemos saber, gracias al sistema informatizado del Vicon en el plano sagital, ángulos de flexo-extensión de cadera, (grados existentes entre una línea que une los marcadores n.º 4, 5 y el eje sagital centrado en el marcador n.º 4). Ángulos de flexo-extensión de rodilla (grados existentes entre las líneas que unen los marcadores n.º 4, 5 y n.º 5, 6). Ángulos de flexión dorsal y plantar de tobillo, (grados existentes entre las líneas que unen los marcadores n.º 5, 6 y n.º 6, 7). Debemos especificar aquí, que los grados obtenidos en las medidas de flexo-extensión de tobillo serán expresadas tal y como indica el ángulo de los marcadores y no dando el valor de 0º para el tobillo en posición neutra o 90º.

Analizamos también, inclinación escapular y pélvica (grados en el plano frontal de una línea que una en el caso de la inclinación escapular los marcadores n.º 1 y 2 y un eje transversal que pase

por uno de ellos y en el caso pélvico, (grados entre una línea que una los marcadores n.º 3 y 4 y un eje transversal centrado en uno de ellos), así como las rotaciones de pelvis (grados en el plano horizontal, existentes entre una línea que una los marcadores n.º 3, 4 y un eje transversal centrado en uno de ellos. De la relación entre los marcadores de acromion y trocánter mayor con el eje sagital podemos obtener los grados de inclinación del tronco.

Igualmente el sistema informatizado del Vicon puede darnos la longitud de zancada, distancia entre un contacto de talón y el siguiente contacto del mismo, (el doble de la longitud de un paso) y la velocidad de un determinado marcador. Recogemos en este caso la velocidad del marcador n.º 7 en la mitad del período oscilante. Obtenemos todos los datos citados, no sólo numéricos sino la gráfica de cada uno de estos parámetros a lo largo del ciclo de marcha y el rango global de movimientos de cada articulación.

Análisis estadístico

En el estudio se analiza la estadística descriptiva obteniendo las medidas de tendencia central, posición y dispersión, el coeficiente de variación y las medidas de forma. Para seleccionar el test oportuno debido a la escasa magnitud de la muestra se ha utilizado la «U» de Mann-Whitney, que ordena las variables y les atribuye rangos. Hemos fijado un intervalo de confianza del 95%.

RESULTADOS

Ninguno de los sujetos estudiados presentaba a la exploración patología de miembros inferiores que pueda interferir o alterar los resultados de este trabajo.

Los valores medios de los parámetros estudiados se muestran en las tablas 1 a 9.

DISCUSIÓN

Discusión del método

Pensamos que las medidas obtenidas a lo largo de este estudio ofrecen la exactitud de la realización con un sistema informático, aunque en todas aquellas fases en las que intervenimos los realizadores somos conscientes de estar sujetos a error. Exponemos pues los momentos en que podemos haber interferido en los datos registrados.

1. Colocación de los marcadores. Creemos que al haber escogido puntos óseos prominentes, el margen de error es muy pequeño. Estos puntos óseos representan el centro de goniometría utilizado por otros autores (14).

2. Una vez colocados los marcadores, éstos pueden desplazarse al caminar junto con la piel, sobre el punto óseo determinado. También aquí pensamos que el desplazamiento altera poco los resultados.

3. El calcular las tomas que corresponden a cada fase del ciclo de marcha es lo que nos ha ofrecido más dificultades si pensamos que las cámaras registran cincuenta tomas por segundo, que cada una de estas fases está compuesta por muchas tomas y nosotros debemos pedirle al ordenador los ángulos en una sola de ellas. En las fases, contacto de talón, despegue de talón y despegue de los dedos, para uniformarlas, hemos usado la primera toma de cada una de ellas, que es objetiva, dado que en el monitor junto al esquema del sujeto aparece la fase de apoyo plantar. En la fase extensión total de rodilla, hemos escogido la última de las tomas, por el mismo motivo. Los ángulos en los tiempos pie plano sobre el suelo y avance del miembro os-

cilante han sido calculados cogiendo una toma central de todo este período, teniendo en cuenta que son las fases más largas y que solamente conocíamos el inicio y final de éstas, el cálculo de estas tomas ha sido objetivo.

Antes de analizar las diferencias encontradas con otros autores, debemos tener en cuenta que Plas y Piéra refieren los ángulos obtenidos en general, de un modo dinámico a lo largo de cada una de las fases del ciclo de marcha y no en un momento determinado de éste.

En flexión de cadera correspondiente a la fase de contacto de talón (tabla 1) y rango de flexo-extensión de cadera (tabla 9), nuestros datos difieren de los hallados por Plas y Piéra. Creemos se debe a que en nuestro caso es el ángulo de la primera toma de la fase contacto de talón, probablemente el ángulo del resto de las tomas o la medida de los datos de éstas nos daría cifras más similares.

En algunas fases no se han hecho comparaciones debido a que los autores antes citados describen términos como: extensión casi completa de rodilla en (tablas 1 y 2), flexión de cadera en disminución en (tabla 2) y lo mismo ocurre con la flexión de tobillo.

La disparidad de grados encontrada en las rotaciones pélvicas se debe a que Plas e Inman, describen la rotación de la pelvis respecto al fémur. En nuestro caso, los grados corresponden al ángulo entre una línea que pasa por ambas espinas ilíacas anterosuperiores y un eje transversal centrado en uno de ellos, en el plano horizontal. Quizá se corresponda más con la descrita por Hoppenfeld en la fase de oscilación, al hablar de que la pelvis hace una rotación hacia delante de 40^0 , actuando la articulación contraria como punto de apoyo de esta rotación, no se ha incluido en las tablas al tratarse de una medida en una fase determinada y no de rango.

La inclinación hacia delante del tronco depende mucho de la velocidad de marcha, la mayor inclinación en nuestro caso creemos se debe también al método utilizado para hallarla.

Discusión de los resultados

En la tabla 3, vemos que existe una mayor extensión de cadera estadísticamente significativa. Creemos puede deberse a que en esta fase la extensión de cadera se combina con participación de la columna lumbar que hace una hiperlordosis, si ésta no se realiza por la rigidez lumbar, se compensa en las articulaciones inferiores, en este caso con mayor extensión de cadera.

En la tabla 5, existe una menor flexión de rodilla en la fase de avance del miembro oscilante igualmente con significación estadística, en este caso unida también, a menor flexión de cadera con tobillo neutro, sin flexión plantar ni dorsal, como expresión de una marcha con menor elevación del pie en la fase oscilante.

Existe también una tendencia a mayor flexión dorsal de tobillo como apreciamos en las tablas 1, 2 y 6 que podría explicarse por la menor movilidad en las articulaciones superiores.

Presentan los lumbálgicos mayor rango de rotación pélvica, posiblemente debido a que su media de longitud de zancada es mayor. Y en general una media menor en el rango de flexo-extensión de cadera, rodilla y tobillo, lo que supone una marcha algo más rígida y con menor plasticidad de movimiento.

Vemos también que con igual media de velocidad, la longitud de zancada es mayor en los lumbálgicos, pero creemos que este parámetro depende mucho de otros factores entre ellos de la altura de los sujetos.

Por último, queremos señalar que somos conscientes de que la muestra estudiada es muy pequeña para obtener conclusiones y que nuestro objetivo es proseguir este estudio con un mayor número de pacientes.

	x Sanos	x Lumb.	x Otros aut.
Flexión de cadera	19,13°	18,31°	30° (10) 25° (12)
Flexión de rodilla	11,16°	7°	
Flexión de tobillo	134,16°	123,58	130° (12)

*: P < 0,05; **: P < 0,01; ***: P < 0,001

Tabla 1. Fase contacto de talón con el suelo.

	x Sanos	x Lumb.	x Otros aut.
Flexión de cadera	7,89°	5,6°	
Flexión de rodilla	8,2°	13,6°	15° (10)
Flexión de tobillo	140,79°	144,36°	

*: P < 0,05; **: P < 0,01; ***: P < 0,001

Tabla 2. Fase pie plano sobre el suelo.

	x Sanos	x Lumb.	x Otros aut.
Extensión de cadera	7,6°	13,6° **	15° (10) 10° (12)
Flexión de rodilla	9,1°	9,8°	
Flexión de tobillo	141,38°	128,45°	

*: P < 0,05; **: P < 0,01; ***: P < 0,001

Tabla 3. Fase despegue de talón.

	x Sanos	x Lumb.	x Otros aut.
Extensión de cadera	14,76°	14°	15° (10) 10° (12)
Flexión de rodilla	23,38°	23,96°	
Flexión de tobillo	132,75°	138,26°	

*: P < 0,05; **: P < 0,01; ***: P < 0,001

Tabla 4. Fase despegue de los dedos.

	x Sanos	x Lumb.	x Otros aut.
Flexión de cadera	20,47°	16,16°	25° (12) 35° (10)
Flexión de rodilla	54,58°	36,46° *	60° (12) 60° (10)
Flexión de tobillo	132,75°	138,26°	1 30° (12)

*: P < 0,05; **: P < 0,01; ***: P < 0,001

Tabla 5. Fase avance del miembro oscilante.

	x Sanos	x Lumb.	x Otros aut.
Flexión de cadera	22,74°	19,52°	25° (12) 35° (10)
Flexión de rodilla	5,04°	9,7°	
Flexión de tobillo	135,15°	126,62°	130° (12)

*: P < 0,05; **: P < 0,01; ***: P < 0,001

Tabla 6. *Fase extensión total de rodilla.*

	x Sanos	x Lumb.	x Otros aut.
Rango rotación pelv.	18,93°	23,7°	6-8° (4)
Rango de báscula pelv..	9,5°	7,1°	6-8° (4)
Rango báscula escap.	7,8°	7,3°	6-8° (4)

*: P < 0,05; **: P < 0,01; ***: P < 0,001

Tabla 7. *Rango de rotación pélvica, báscula escapular y báscula pélvica, a lo largo del ciclo de marcha.*

	x Sanos	x Lumb.	x Otros aut.
Long. Paso	40cm	60cm	70cm (12) 38cm (3)
Velocidad	3,9Km/h	3,9Km/h	5K/h (12)

*: P < 0,05; **: P < 0,01; ***: P < 0,001

Tabla 8. *Longitud de Paso y Velocidad.*

	x Sanos	x Lumb.	x Otros aut.
Rango F/E cadera	42,97°	39,62°	30,2° (5) 52° (6)
Rango F/E rodilla	61,89°	57,92°	60,6° (5) 68,1° (8)
Rango F/E tobillo	39,09°	28,33°	19,4° (6) 30° (12)
Rango flexion tronco	10,5°	9,8°	5° (10)

*: P < 0,05; **: P < 0,01; ***: P < 0,001

Tabla 9. Rango de flexo-extensión en las distintas articulaciones del miembro inferior en un ciclo de marcha.

BIBLIOGRAFÍA

(1) FERRER GARCÍA, J. L.: Lumbalgias y otros Síndromes Dolorosos Vertebrales: 11-16. Acción Médica. Madrid, 1991.

(2) GÉNOT, C., NEIGER, H. et al.: Kinesioterapia. Ed. Panamericana S.A., Buenos Aires, 1988.

(3) HOPPENFELD, S.: Exploración física de la columna vertebral y las extremidades. Ed. El Manual Moderno, S.A. de C.V. Mexico D.F., 1991.

(4) INMAN, V. T., RALSTON, H. y TODD, F.: Human Walking. Williams and Williams, Berkeley, 1981.

(5) ISACSON, J., GRANSBERG, L. y KUTSSON, E.: Three-Dimensional electrogoniometric gait recording J. Biomechanics, Vol. 19: 627-635, 1986.

(6) JOHNSTON, J. C. y SMIDT, G. L.: Measurement of hip joint motion during walking. J. Bone Jt. Surg., 51: 1.083-1.094, 1969.

(7) KENDALL, F. P., KENDALL E.: Músculos. Pruebas y funciones. Ed. Jims. 1985.

(8) KETTELKAMP, D. B., et al.: And electrogoniometric study of knee motion

in normal gait J. Bone Jt. Surg. Vol. 52: 775-790, 1970.

(9) NACHEMSON, A. L.: The Lumbar Spine: An Orthopaedic Challenge. Spine 1: 59-71, 1976.

(10) PIÉRA, J. B., GROSSIORD, A.: La Marche. Encycl. Med. Cir. Kinésiterapie, 26.013, A-10 et A-15.

(11) PLAJA MASIP, J. et al.: Diagnóstico y tratamiento conservador de las lumbalgias. Dpto. de Marketing Kalifarma, S.A., 1.

(12) PLAS, F., VIEL, E., y BLANC, Y.: La marcha humana. Ed. Masson. Barcelona, 1984.

(13) RAINAUT, J. y LOTTEAU, J.: Télémétrie de la marche, goniométrie du genou. Rev. Chir. Orth., Vol. 60: 97-107, 1974.

(14) ROBLES GÓMEZ, E.: Dolor de Espalda: aspectos sociolaborales (II). Medicina de Rehabilitación (IV) 3: 88-92, 1991.

(15) STOKES, V. P., ANDERSSON, C., FORSSBERG, H.: Rotational and translation movement features of the pelvis and thorax during adult human locomotion. J. Biomech. Vol. 22: 43-50, 1989.