

Sensibilidad a la colocación de los marcadores en el modelo convencional de análisis cinemático de la marcha

A. VILLARROYA¹, A. ALONSO², M.A. FRANCO¹, N. RAMÍREZ-ESCUADERO¹, I. GARCÍA², B. CALVO²

¹E.U. Ciencias de la Salud, Universidad de Zaragoza.

²GEMM, I3A, Universidad de Zaragoza.

Resumen

La correcta evaluación del movimiento articular a través de sistemas de análisis del movimiento depende, entre otros factores, de la correcta colocación de los marcadores reflectantes sobre los sujetos analizados. En el modelo convencional de marcha, de los 15 marcadores de miembro inferior, la mayoría se localizan en puntos anatómicos fáciles de localizar y que tienen poca posibilidad de error. Sin embargo, hay dificultad en otros, como el de la articulación de la rodilla y, sobre todo, en los del muslo y pierna.

En el estudio, se empleó un sistema VICON 460, con el que se analizó la cinemática de miembro inferior de 5 sujetos adultos sanos (2 mujeres, 3 varones). Para evaluar los movimientos articulares se empleó el modelo convencional de marcha. Determinada la posición correcta de los marcadores en cada sujeto, se procedió a la variación por separado de los marcadores de la rodilla, el muslo y la pierna, moviendo cada uno 15 mm anterior y posteriormente con relación a la posición inicial.

Estos pequeños desplazamientos producen importantes variaciones en los resultados cinemáticos obtenidos. Entre ellas en el varo-valgo de rodilla, parámetro que es de gran utilidad a la hora de detectar errores en la colocación de los marcadores.

Palabras clave: Cinemática, marcadores, marcha, modelo convencional de marcha.

Introducción

Los sistemas de análisis del movimiento tridimensionales se utilizan para valorar de forma objetiva la cinemática articular durante la realización de las más variadas tareas motoras. Su área de aplicación se extiende a campos tan diversos como la práctica clínica e investigación de patologías asociadas al aparato locomotor, la ergonomía, la biomecánica deportiva o la animación en la industria cinematográfica y de videojuegos [1-6]. Muchos de estos sistemas son sistemas optoelectrónicos que

registran, por medio de cámaras de luz infrarroja, el movimiento de marcadores reflectantes situados sobre la superficie del cuerpo. El movimiento tridimensional de cada uno de los marcadores es reconstruido a partir de sus coordenadas bidimensionales en cada fotograma, coordenadas recogidas simultáneamente por cada cámara. A través de un modelo biomecánico definido previamente, el sistema convierte este movimiento en el movimiento de las distintas articulaciones consideradas en dicho modelo. En general, los ángulos articulares así calculados pueden verse afectados por diversas fuentes de error, más o menos minimizables [7,8]. En concreto, los errores cometidos por la incorrecta colocación de los marcadores continúa siendo una de las asignaturas pendientes de este tipo de sistemas de medición y, probablemente hoy en día, el mayor contribuyente individual a la variabilidad de los resultados en el análisis de la marcha [8].

Correspondencia:

E.U. Ciencias de la Salud, Universidad de Zaragoza, Zaragoza, España.

E-mail: doritav@unizar.es

GEMM, I3A, Universidad de Zaragoza, Zaragoza, España.

E-mail: analonso@unizar.es

El objetivo principal de este estudio es mostrar explícitamente los efectos de una mala colocación de algunos marcadores del miembro inferior en la evaluación de sus principales articulaciones durante la marcha normal al utilizar el modelo convencional de marcha. La información obtenida en este estudio servirá de ayuda para la correcta realización de estudios del análisis del movimiento en los que se necesite evaluar con precisión dichos movimientos articulares.

Métodos

Para llevar a cabo este estudio se empleó un sistema VICON 460 (Vicon Motion Systems, Oxford, United Kingdom) dotado de seis cámaras infrarrojas, con el que se analizó la cinemática de miembro inferior de 5 sujetos adultos sanos (2 mujeres, 3 varones). Para evaluar los movimientos articulares se empleó el modelo convencional de marcha (Conventional Gait Model) [8, 9], que requiere la colocación de 15 marcadores en puntos anatómicos específicos de la cadera y miembros inferiores; en este caso se emplearon marcadores

de 15 mm de diámetro. Dicha colocación la llevaron a cabo dos fisioterapeutas titulados, siguiendo el protocolo diseñado en el Laboratorio de Biomecánica del Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A), de la Universidad de Zaragoza.

Una vez determinada la posición correcta de los marcadores en cada sujeto, se procedió a la variación por separado de los marcadores de la rodilla, el muslo y la pierna (Figura 1), moviendo cada marcador 15 mm anterior y posteriormente con relación a la posición inicial. En cada uno de los casos, se pidió a los sujetos caminar a lo largo de un pasillo de marcha, a la velocidad normal para cada uno. Su marcha fue registrada por el sistema a una frecuencia de muestreo de 100 Hz, reconstruyéndose un ciclo de marcha completo.

Para observar el efecto del cambio de posición de los marcadores se calcularon, mediante el módulo Plug-in-Gait del sistema Vicon [10], los ángulos de flexo-extensión, abducción-adducción y rotación de la cadera, rodilla y tobillo, a lo largo del ciclo de marcha.

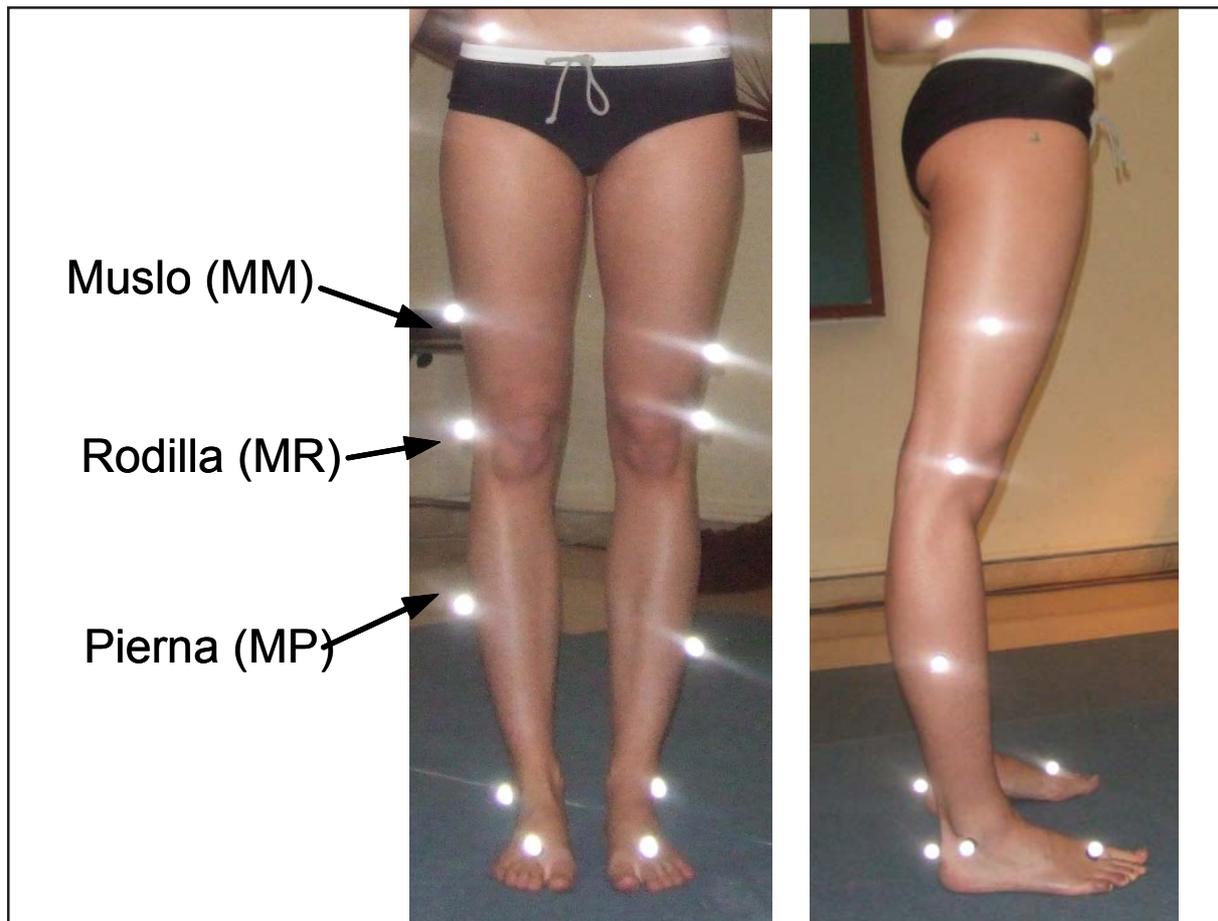


Figura 1. Vista frontal y lateral de un sujeto con los marcadores reflectantes. Aparecen señalados los marcadores cuya posición fue modificada

Resultados

En las figuras 2, 3 y 4 se muestran, a modo de ejemplo, las gráficas de las variables cinemáticas del miembro inferior del sujeto 2, incluyendo las variaciones debidas al cambio de posición de los marcadores de la rodilla (MR), muslo (MM) y pierna (MP), respectivamente. Las variaciones obtenidas en los restantes sujetos evaluados siguieron un comportamiento similar al aquí mostrado.

El cambio de posición del MR produjo un desplazamiento uniforme de los valores a lo largo del eje de ordenadas en todas las variables estudiadas, excepto la adducción-abducción de la cadera (Figura 2). En el caso del varo-valgo de rodilla, también se observó un cambio del patrón de la curva durante la fase de balanceo. Destaca la gran sensibilidad de las rotaciones de tobillo, rodilla y cadera y, en menor medida, de la flexo-extensión de rodilla y cadera, varo-valgo de rodilla

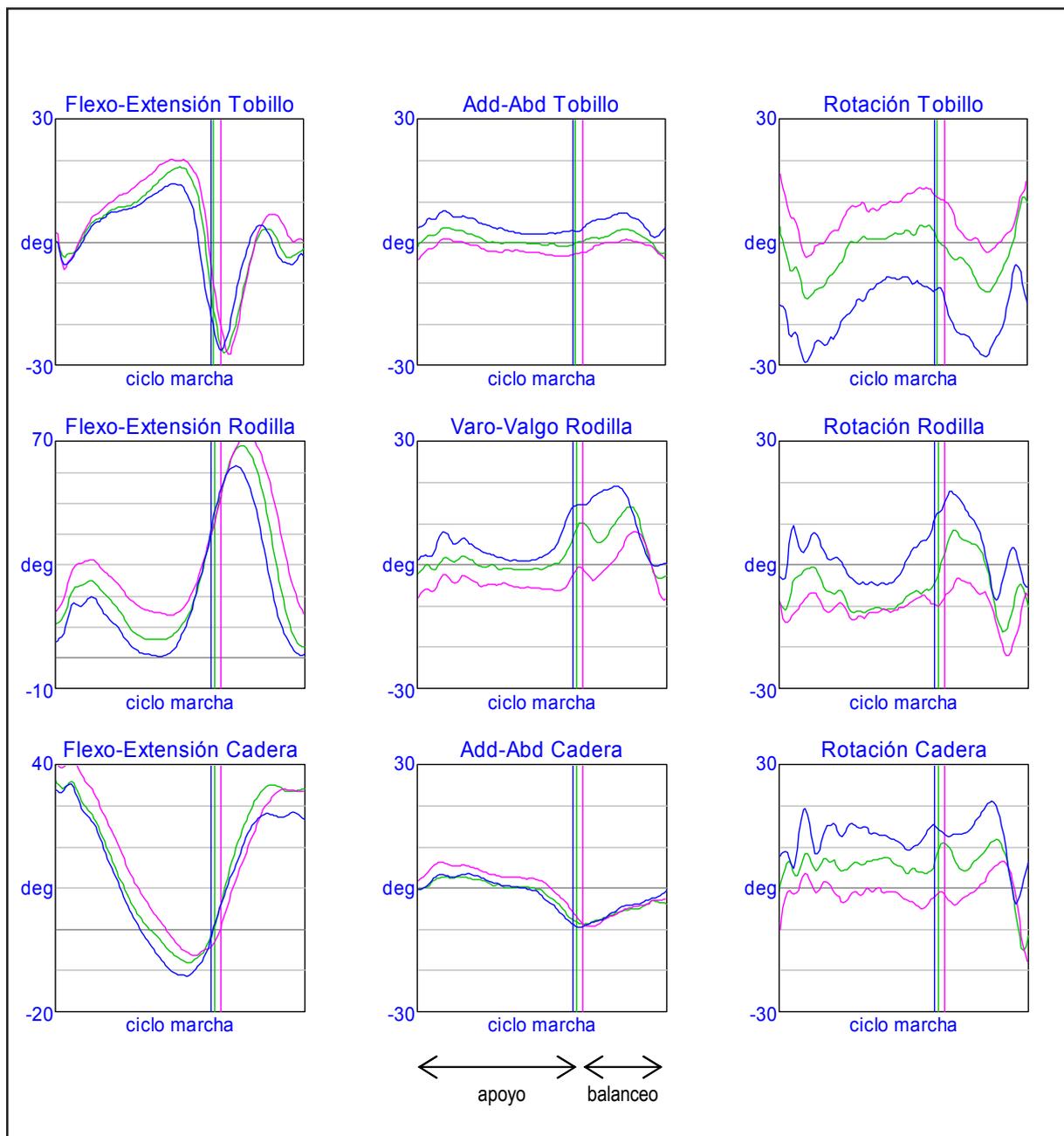


Figura 2. Ángulos del tobillo, rodilla y cadera del sujeto 2 para la posición inicial (verde), anterior (rosa) y posterior (azul) del marcador de la rodilla (MR), durante un ciclo de marcha

y adducción-abducción de tobillo. Así, por ejemplo, la colocación anterior del MR produjo: a) excesiva rotación interna de tobillo y externa de cadera, b) excesiva flexión de rodilla y cadera y c) incorrecto valgo de rodilla durante el apoyo. Por su parte, una colocación posterior del MR tuvo efectos opuestos en todas las variables.

En cuanto al efecto de la posición del MM, las rotaciones de tobillo, rodilla y cadera fueron las variables más sensibles, con una variación

considerable de sus valores a lo largo del eje de ordenadas (Figura 3). Así, una colocación anterior del marcador produjo una excesiva rotación externa de tobillo y rodilla y rotación interna de cadera, mientras que una colocación posterior dio lugar a efectos opuestos. El varo-valgo de rodilla presentó además un cambio en el patrón de la curva, con la aparición de excesivo movimiento en la fase de balanceo, como se observa principalmente en el excesivo varo producido por la posición anterior

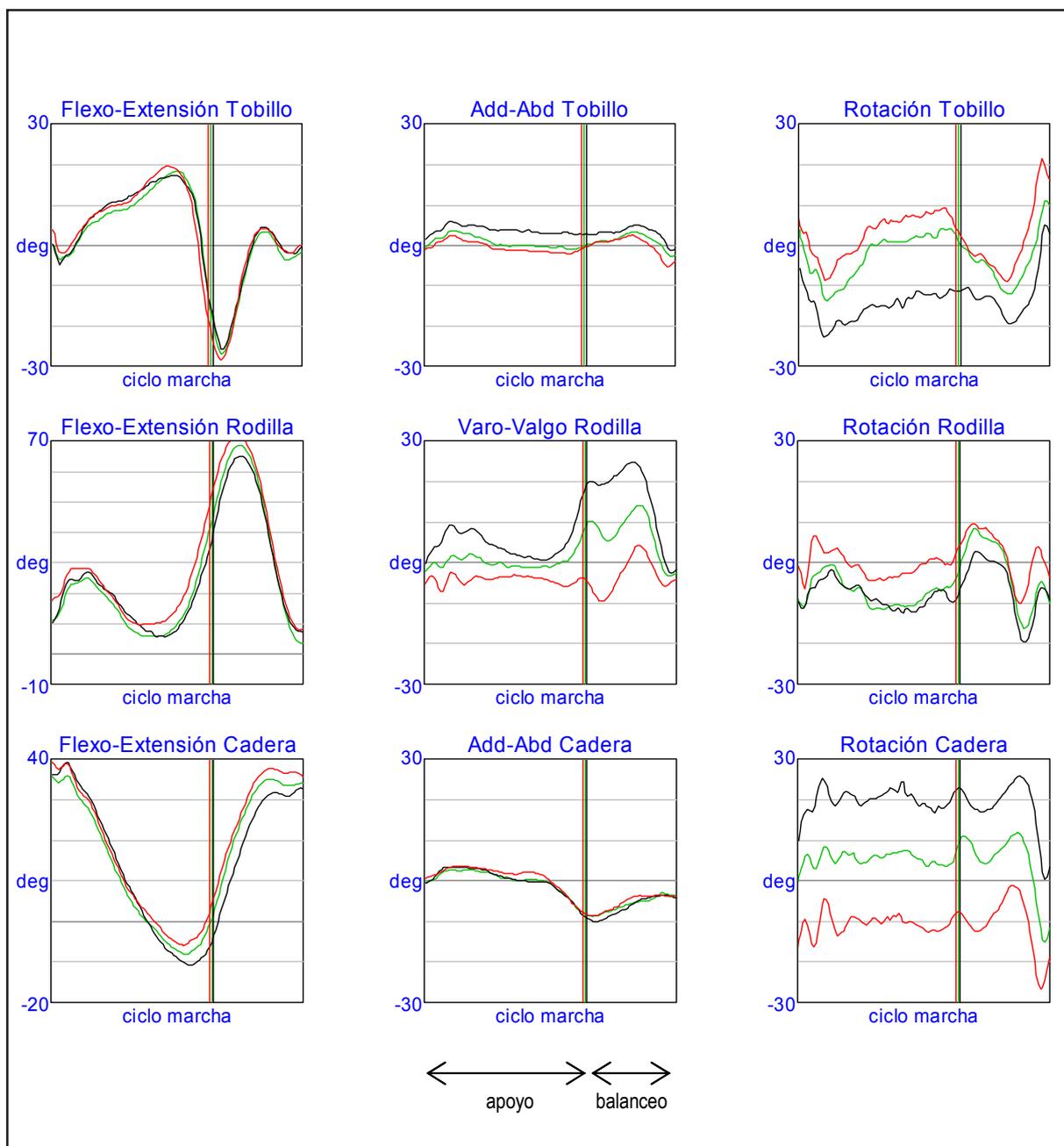


Figura 3. Ángulos del tobillo, rodilla y cadera del sujeto 2 para la posición inicial (verde), anterior (negra) y posterior (roja) del marcador del muslo (MM), durante un ciclo de marcha

del MM. La adducción-abducción de cadera es la única variable cinemática que no se vio afectada por la variación de posición del MM.

Por último, la posición del MP no afectó de forma reseñable a los ángulos de la cadera, ni a la flexo-extensión y varo-valgo de rodilla, mientras que las rotaciones de tobillo y rodilla fueron las variables más sensibles (Figura 4). Así, una colocación anterior del MP produjo una excesiva rotación interna de rodilla y rotación externa de tobillo,

mientras que una colocación posterior dio lugar a los efectos opuestos. Menor sensibilidad se observó en la adducción-abducción de tobillo, donde una colocación anterior del marcador produjo una excesiva adducción y una colocación posterior una excesiva abducción. La flexo-extensión de tobillo se vio sólo ligeramente afectada. En todos estos casos, el efecto principal fue un desplazamiento global de los valores de cada variable a lo largo del eje de coordenadas.

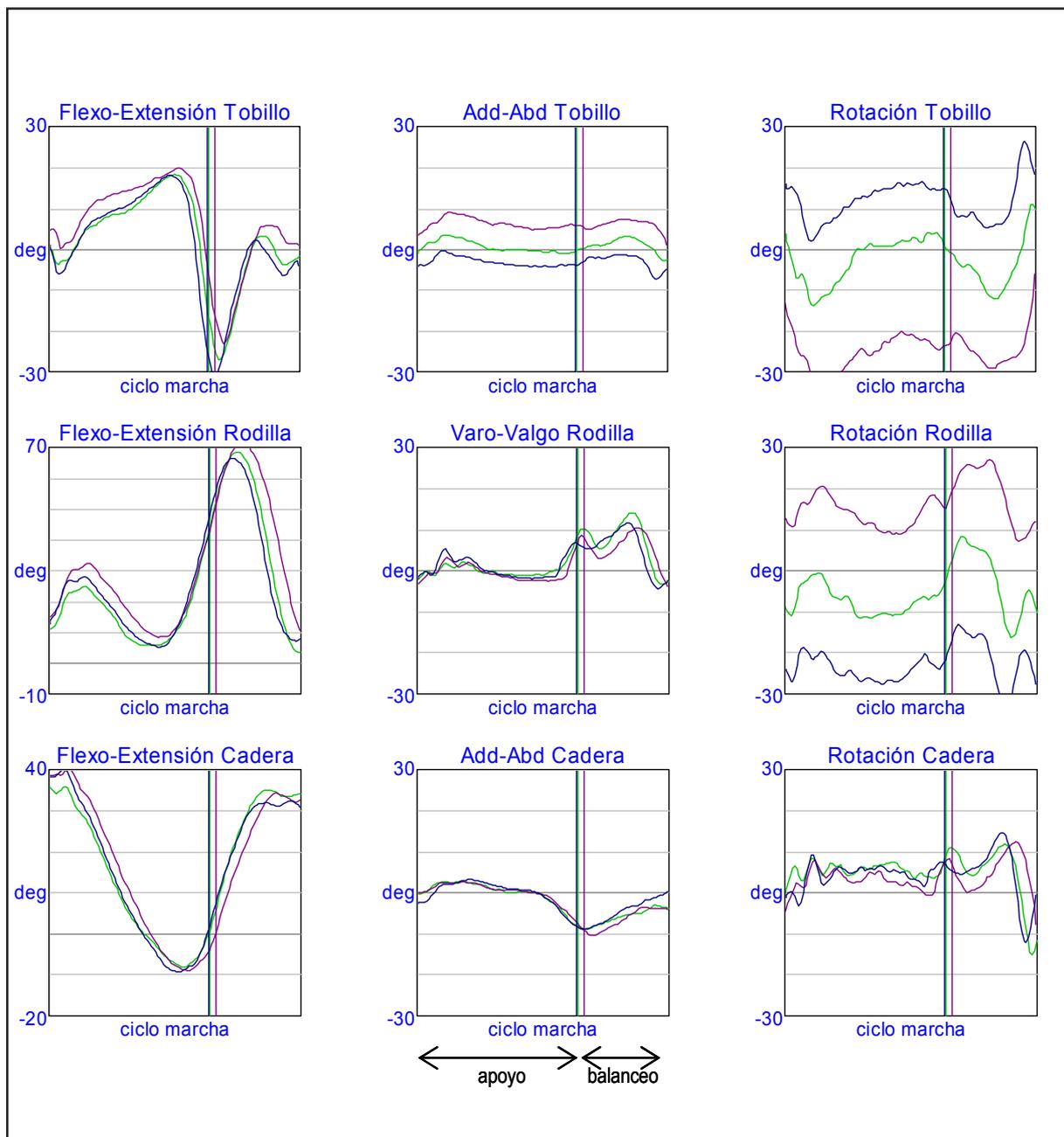


Figura 4. Ángulos del tobillo, rodilla y cadera del sujeto 2 para la posición inicial (verde), anterior (morado) y posterior (azul) del marcador de la pierna (MP), durante un ciclo de marcha

Discusión

Desde la aparición de los primeros sistemas tridimensionales de análisis del movimiento, los continuos avances en este tipo de tecnología han permitido disminuir los errores asociados con la detección y reconstrucción de la posición de los marcadores. Por varios motivos, esta mejora no ha venido acompañada de avances en los modelos biomecánicos más empleados para reconstruir la cinemática articular a partir de la posición de los marcadores. Estos modelos fueron diseñados inicialmente para ser capaces de reconstruir la cinemática y cinética articular con el mínimo número de marcadores posible, asumiendo modelos simplificados de las articulaciones. Así, a la hora de evaluar el movimiento usando estos modelos biomecánicos, es imprescindible minimizar los errores cometidos por una mala colocación de los marcadores.

En el modelo convencional de marcha, de los 15 marcadores de miembro inferior, la mayoría se localizan en puntos anatómicos fáciles de localizar y que tienen poca posibilidad de error. Sin embargo, hay dificultad en otros, como el de la articulación de la rodilla y, sobre todo, en los del muslo y pierna. La indicación para colocar el marcador del muslo es «en la línea que une el trocánter mayor y el marcador de la articulación de la rodilla, formando los 3 puntos el plano frontal del muslo que define la dirección del eje de flexo-extensión de la rodilla». La indicación para colocar el marcador de la pierna es «en la línea que une el marcador de la articulación de la rodilla y el del maléolo externo, formando los 3 puntos el plano frontal de la pierna que define la dirección del eje de flexo-extensión del tobillo. Pequeñas variaciones en la localización de estos puntos, como vemos en las gráficas, producen importantes variaciones en los resultados obtenidos.

En las figuras 2, 3 y 4 se han mostrado los efectos que puede tener un desplazamiento de 15 mm en la posición de un marcador respecto de una posición inicial sobre la cinemática del miembro inferior durante la marcha normal. Cabe destacar el hecho de que errores simultáneos en la colocación de varios de estos marcadores podrían tanto amplificar como enmascarar los errores aquí mostrados. Por ejemplo, colocaciones anteriores del MM y del MR tienen efectos contrarios en todas las variables analizadas, excepto en la rotación de rodilla.

Los ángulos más significativos en el análisis clínico de la marcha son la flexo-extensión de cadera, rodilla y tobillo, la adducción-abducción de cadera y la rotación de cadera. Estas variables se ven afectadas principalmente por la posición de los marcadores MM y MR, especialmente la rotación de cadera y la flexo-extensión de rodilla. En el caso de la rodilla, una mala colocación de estos marcadores produce una especie de interferencia («cross-talk») entre la flexo-extensión y el varo-valgo (Figuras 2 y 3), debido a la errónea definición de los ejes de movimiento de la rodilla y de su centro de rotación. Se puede ver que la rodilla presenta un varo-valgo casi nulo en apoyo y un pequeño varo durante el balanceo, comportamiento que se ve claramente alterado («varus-valgus artefact») con la mala colocación de estos marcadores, a la vez que se modifican erróneamente los valores de la flexo-extensión. Así, el varo-valgo de rodilla es de gran utilidad a la hora de detectar errores en la colocación de los marcadores.

En el ámbito del análisis del movimiento y, en particular, del análisis de la marcha, es necesario obtener datos representativos del movimiento registrado en cada sesión de evaluación. Para ello es imprescindible poder diferenciar variaciones debidas a la intrínseca variabilidad del movimiento de las debidas a errores en la colocación de los marcadores. La información obtenida en este estudio, además de recalcar la enorme importancia de la correcta colocación de los marcadores, es de utilidad a la hora de ayudar a elegir los ciclos representativos de la marcha de un sujeto.

La sensibilidad de la cinemática a la posición de los marcadores se podría reducir mediante el desarrollo de nuevos modelos biomecánicos, que podrían incluir mayor número de marcadores y una mejor definición del esqueleto subyacente. Por un lado, la tecnología actual permite perfectamente el registro de un número mucho más elevado de marcadores y mediante el uso de imágenes médicas se podrían obtener datos antropométricos más precisos de cada paciente. Sin embargo, esto supondría un incremento considerable en el tiempo de realización de las pruebas hasta niveles quizá no tolerables en la práctica clínica y problemas a la hora de comparar resultados obtenidos con diferentes modelos biomecánicos. De aquí, el continuado uso de los modelos biomecánicos iniciales y el interés de estudios como el aquí presentado a la hora de optimizar su uso.

Agradecimientos

Los autores agradecen al Ministerio de Ciencia y Tecnología (Proyecto DPI2003-09110-C02-01), al Ministerio de Sanidad y Consumo (Red Nacional IM3, PI052006) y al Ministerio de Educación y Ciencia (Programa Juan de la Cierva) su apoyo en la realización de este estudio.

Bibliografía

1. **Egret CI, Nicolle B, Dujardin FH, Weber J, Chollet D.** Kinematic analysis of the golf swing in men and women experienced golfers. *Int J Sports Med*, vol 27, sup 6, 2005, pp 463-7.
2. **Werner SL, Jones DG, Guido JA Jr, Brunet ME.** Kinematics and kinetics of elite windmill softball pitching. *Am J Sports Med*, vol 34, sup 4, 2006, pp 597-603.
3. **Huang YC, Harbst K, Kotajarvi B, Hansen D, Koff MF, Kitaoka HB, Kaufman KR.** Effects of ankle-foot orthoses on ankle and foot kinematics in patient with ankle osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil*, vol 87, sup 5, 2006, pp 710-6.
4. **Pedersen EN, Alkjaer T, Soballe K, Simonsen EB.** Walking pattern in 9 women with hip dysplasia 18 months after periacetabular osteotomy. *Acta Orthop*, vol 77, 2006, pp 203-8.
5. **Gagnon M, Larrivé A, Desjardins P.** Strategies of load tilts and shoulders positioning in asymmetrical lifting. A concomitant evaluation of the referent system of axes. *Clin Biomech*, vol 15, 2000, pp 478-88.
6. **Stenlund B, Lindbeck L, Karlsson D.** Significance of house painters' work techniques on shoulder muscle strain during overhead work. *Ergonomics*, vol 45, sup 6, 2002, pp 455-68.
7. **MacWilliams BA, D'Astous JL.** Current challenges in clinical gait analysis. Proceedings of the XXth ISB Congress – ASB 29th Annual Meeting, Cleveland (USA), 2005.
8. **Baker R.** Gait analysis methods in rehabilitation. *J Neuroengineering Rehabil*, vol 3, 2006, pp 4.
9. **Davis, RB III, Ounpuu, S, Tyburski, D, and Gage, JR.** A gait data collection and reduction technique. *Human Movement Sciences*, vol 10, 1991, pp 575-87.
10. **Plug-In-Gait Modelling.** VICON documentation. Vicon Motion Systems, Oxford, United Kingdom.