

# Estudio estático y dinámico del ángulo Q mediante videofotogrametría 3D

---

N. VALLVÉ MOMBIELA<sup>a</sup>, S. MONTERDE PÉREZ<sup>1</sup>, X. MARSAL MOLERO<sup>1</sup>, R. MIRALLES MARRERO<sup>2</sup>:  
<sup>1</sup>Laboratorio de biomecánica. Facultat de Medicina i Ciències de la Salut, Universitat Rovira i Virgili (Reus).  
<sup>2</sup>Hospital Universitari Sant Joan (Reus).  
<sup>a</sup>Fisioterapeuta.  
<sup>b</sup>Ingeniero Técnico Industrial.  
<sup>c</sup>Doctor en Medicina, Cirujano Ortopédico, PhD.

## Resumen

**OBJETIVOS:** Se estudia la evolución del ángulo Q (Q dinámico) en bipedestación y en una marcha frontal, para obtener los valores de normalidad para futuros estudios dónde la clínica femoropatelar es más acentuada (bajar escaleras y descenso de rampa).

**MATERIAL Y MÉTODOS:** Participaron 20 individuos sanos (10 hombres y 10 mujeres) con edad media de 22,7 años  $\pm$  3,02 (20-25 años), a los que se realizó un análisis tridimensional del movimiento mediante el sistema de videofotogrametría en 3D Orthobio, en la bipedestación y durante la marcha en terreno llano.

**RESULTADOS:** Hemos observado que durante la bipedestación el ángulo Q estático medio tiene un valor de 16,12°. Los datos obtenidos muestran que el ángulo Q dinámico oscila 8,13° (6,03°-14,16°), produciéndose el valor máximo en el momento del choque de talón y el mínimo poco después del despegue. La media del ángulo Q dinámico en un ciclo de marcha ha sido de 11,47°. En los datos por sexos corresponde a las mujeres es de 12,46°, y el de los hombres de 10,48°.

**CONCLUSIONES:** Durante la marcha el ángulo Q dinámico disminuye con respecto al estático.

**Palabras clave:** ángulo Q, bipedestación, marcha, cinemática.

## Abstract

**OBJECTIVES:** In this paper we study the evolution of the dynamic Q-angle in bipedal standing and forward gait to obtain values of normality for future studies in which femoropatellar problems are more pronounced (e.g. descending stairs or ramps).

**MATERIALS AND METHODS:** Twenty healthy individuals (10 men and 10 women), with an average age of 22.7  $\pm$  3.02 years (i.e. 20–25 years), took part in this study. In these individuals, a tridimensional analysis of movement of bipedal standing and gait on flat terrain was conducted using 3D Orthobio videophotogrammetry.

**RESULTS:** During bipedal standing, the average static Q angle was 16.12°. The dynamic Q angle fluctuated by 8.13° (between 6.03° and 14.16°), the maximum dynamic Q angle was reached as the heel contacted the ground and the minimum was reached just after leaving the ground. The average dynamic Q angle in a gait cycle was 11.47° (12.46° for women and 10.48° for men).

**CONCLUSIONS:** During the cycle, the dynamic Q angle is lower than the static Q angle.

**Keywords:** Q angle, standing, gait analysis, Kinematics.

---

## Correspondencia:

Sònia Monterde.  
Facultat de Medicina i Ciències de la Salut.  
Departament de Medicina i Cirurgia  
Unitat de Traumatologia i Biomecànica Clínica.  
C/ San Llorenç, 21. 43201 Reus. Tarragona, Spain.  
Email: sonia.monterde@urv.net

## Introducción

El ángulo Q ha sido objeto de estudio en numerosas investigaciones durante los últimos años. El avance tecnológico ha permitido un gran desarrollo de los sistemas de videofotogrametría versus la medición mediante goniómetro, lo que supone una importante aportación al estudio de este ángulo y de sus posibles implicaciones clínicas. Esto nos permite reflejar de una forma más fiel los valores de este ángulo tanto en su estudio estático como en el dinámico.

El ángulo Q es el resultante entre el eje del cuádriceps y el del tendón rotuliano [1]. Para su evaluación en la exploración clínica, se unen los segmentos de espina ilíaca antero superior con el centro de la rótula y el centro de la rótula con el centro de la tuberosidad anterior de la tibia. Este ángulo aumenta principalmente en caso de: anteversión del cuello del fémur, rotación externa de la tibia y/o rotación externa del tubérculo tibial [2]. Los factores que contrarrestan la fuerza del desplazamiento lateral son: el alerón rotuliano interno, el vasto interno oblicuo y la posición del cóndilo lateral. Cualquier desequilibrio entre las mencionadas fuerzas produce un desplazamiento de la rótula hacia el lado externo [2], produciendo así un aumento del ángulo Q.

Este ángulo está comprendido normalmente en un rango de 15° a 20° dependiendo del sexo [3,4,5,6], protocolo de medida, población sintomática o asintomática [7]. Estos datos no coinciden con los de la American Orthopaedic Association y otros autores que definen como excesivo un ángulo superior a 15° [4, 8].

La diferencia entre ambos sexos se debe a dos factores: la pelvis más ancha en las mujeres, que hace que se necesite un mayor valgo de rodilla para reestablecer los ejes mecánicos a través de la cadera, la rodilla y el tobillo; el fémur más corto, hecho que produce un aumento del valgo y, por consiguiente, un aumento del ángulo Q [7]. Aún así, algunos estudios muestran que no se han encontrado diferencias significativas entre ambos sexos [4].

El ángulo Q influye en la alineación de toda la extremidad inferior [9], siendo así un importante indicador de la biomecánica de ésta. La localización de la tuberosidad anterior puede modificar el valor del ángulo Q y por ello podría constituir un valor modificador de las tensiones que sufre la articulación femoropatelar [11], esto puede ocurrir en condiciones normales durante la marcha o en condiciones patológicas en la torsión tibial externa.

Prácticamente la integridad de la torsión de la tibia se produce en la metáfisis proximal. Durante la marcha, existe una rotación de la tibia sobre el fémur que resulta de la disposición particular de las superficies articulares de la rodilla provocando componentes de rotación [10]. En el caso de la torsión tibial externa, todo aumento de ésta provoca, por tanto, una lateralización de la tuberosidad tibial anterior con el consiguiente aumento del ángulo Q y de su repercusión biomecánica [2,11].

Es importante tener esto en cuenta sobre todo en deportistas, debido a que padecen con mayor frecuencia patologías como la condromalacia y la inestabilidad femoropatelar [8,11,12].

En la condromalacia se producen desviaciones axiales, que modifican el ángulo Q, y éstas conducen a desequilibrios cinéticos de la rótula que a su vez generan cambios de tensión sobre ella. Ésta clínica se acentúa más al bajar escaleras o rampas donde el trabajo del aparato extensor es mayor. Ésta clínica es secundaria a la adaptación en la rodilla en la marcha en descenso, donde aumenta progresivamente la flexión durante todo el apoyo a medida que aumentamos los grados de inclinación del pasillo de marcha [13,14].

La inestabilidad rotuliana está condicionada por un desequilibrio entre factores desestabilizadores, fundamentalmente el ángulo Q y el mayor espesor del alerón externo, y factores estabilizadores, como: mayor altura de la vertiente troclear externa, inserción distal del vasto interno y/o fuerza del componente de flexión. No se sabe si un aumento de la torsión tibial externa influye en el aumento de las tensiones que soporta el alerón externo, pero sí se ha observado que la alteración en la posición de la tuberosidad tibial anterior tiene influencia sobre el funcionamiento de los elementos estabilizadores dinámicos de la rótula [11]. Un aumento del ángulo Q tiende a aumentar la presión que sufre la rótula a nivel lateral, mientras que una disminución de este ángulo aumenta la presión de la rótula a nivel medio [6].

Tradicionalmente el ángulo Q se mide mediante goniometría en estático, y se hace una predicción de cómo se comportará en dinámico. Está demostrado que la medición en estático es pobre predictora de alteraciones dinámicas. El estudio dinámico-funcional, mediante videofotogrametría 3D, nos permite recoger la información de una forma más precisa [4,7].

Con el objetivo de obtener los valores de normalidad para futuros estudios donde la clínica femoropatelar es más acentuada (bajar escaleras y descenso de rampa), presentamos a continuación

un estudio observacional transversal del patrón de evolución del ángulo Q, mediante videofotogrametría 3D, durante la bipedestación y durante la marcha normal en individuos sanos.

## Métodos

La población de estudio está formada por un grupo donde se incluyó a 20 individuos sanos de ambos sexos, 10 hombres y 10 mujeres, voluntarios de la Universidad Rovira i Virgili durante el período lectivo 2003-2004. Con edad media de 22,7 años (20-25 años  $\pm$  3,02), un peso medio de 63,75 Kg. (48-72 Kg.  $\pm$  10.29) y talla media de 169,9 cm (154-181 cm  $\pm$  9.35).

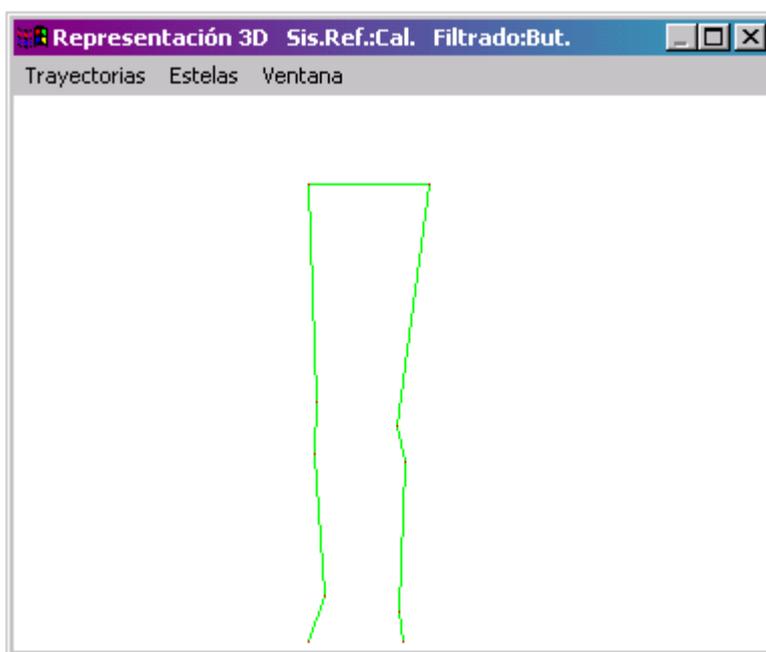
Se excluyeron del estudio a todos aquellos individuos que presentaran una modificación del eje de la extremidad inferior (varo-valgo de rodilla), que tuvieran antecedentes de patología de extremidad inferior y los que utilizaran algún tipo de ortesis.

Todas las exploraciones se iniciaron con una breve entrevista personal donde se explicaba a los pacientes lo que se iba a realizar y se les entregaba un documento de consentimiento informado. Posteriormente se realizaba la encuesta de recogida de datos y la exploración física pertinente.

En segundo lugar se preparó al individuo para el estudio de videofotogrametría 3D. Para un correcto registro de datos se solicitó a los individuos que fueran vestidos con pantalón corto y calzado habitual

oscuro para mejorar la visión de los marcadores. Se colocaron marcadores reflectantes semiesféricos superficiales (de 2 cm de diámetro cada uno) en ambas extremidades, procediendo siempre a dicha colocación un mismo observador en todos los registros: en EIAS, el centro de rótula, tuberosidad anterior de la tibia, centro de tobillo y segundo metatarsiano [3,7,8,15]. Con la unión de los tres primeros se obtienen dos segmentos: el segmento fémur y el segmento tendón, a partir de los cuales se calcula el ángulo Q, ya que consideramos como eje del cuádriceps el segmento EIAS con centro de rótula y como segmento del tendón rotuliano la unión del centro de rótula con tuberosidad anterior de la tibia [1,2]. (Fig.1 y 2). Se utilizaron también, de forma aislada, los marcadores situados en centro de tobillo y en el segundo metatarsiano, para identificar el momento en que se produce el choque de talón y determinar así el inicio del ciclo de marcha.

Se pidió que caminaran sobre un pasillo de marcha de 3 m, utilizando de forma posterior únicamente los pasos centrales de la filmación para el análisis biomecánico tridimensional. La filmación se realizó con dos cámaras digitales en el plano frontal anterior a una velocidad de obturación de 1/250 y una frecuencia de muestreo de 25 fotogramas por segundo (SONY DCR-TRV14E0). Las cámaras fueron colocadas con un ángulo de 45° entre ellas, no siendo posible la angulación recomendada de 60-120° debido a la ocultación de



**Figura 1 (izquierda).** Posición de los marcadores que definen el ángulo Q

**Figura 2 (derecha).** Esquema tridimensional de los puntos y segmentos con los que se obtiene el ángulo Q

marcadores que se obtenía con la misma. El ángulo respecto a la horizontal y la distancia de las cámaras al suelo fue de 6° y 70.5cm respectivamente.

Para conseguir la sincronización de las filmaciones se utilizó la incandescencia de una bombilla para localizar con la máxima exactitud posible los fotogramas coincidentes. Dos focos de 300w hicieron posible que los marcadores pasivos reflejasen la luz. Para todas las filmaciones se utilizó un sistema de referencia fijo, formado por 3 cubos de 1 m de lado alineados ocupando el espacio en el que posteriormente se realizó el movimiento.

Se filmó una bipedestación y tres marchas en terreno llano para cada individuo. De éstas, se escogió la más adecuada para el posterior análisis biomecánico.

El ciclo de la marcha corresponde al tiempo entre dos choques de talón consecutivos y la subdivisión entre la fase de apoyo y oscilación la marca el despegue de antepié. Ésta identificación la realizamos mediante el visionado de los marcadores de tobillo y de II metatarsiano.

Una vez hecha la captura de imágenes se procedió a un desentrelazado de las imágenes, obteniendo 50 fotogramas por segundo, pudiendo así realizar posteriormente la digitalización de los marcadores superficiales con mayor precisión por medio del Sistema OrthobioÒ.

El Sistema informático OrthobioÒ permite el acceso a la información guardada para el análisis del movimiento, obteniendo así un archivo de datos tridimensionales correspondientes a cada punto y cada segmento [16]. Las coordenadas de la digitalización fueron filtradas a 12 Hz (Butterworth).

Se exportaron a Excel los ángulos de cada segmento en la proyección sobre el plano X o frontal (en grados) y los datos fueron tratados matemáticamente para obtener el ángulo Q final. Se procedió también a una interpolación de los datos para poder comparar los registros entre individuos y poder realizar una media total, de forma que podemos observar la evolución del ángulo Q dinámico en porcentaje de ciclo de marcha (Fig.3).

En nuestro estudio no hemos hecho distinción entre piernas derechas e izquierdas, sino que las hemos evaluado dentro del mismo grupo. Estos procedimientos son correctos cuando los ángulos son similares en ambas piernas [7]. Aunque la diferencia de grados del ángulo Q entre una pierna y la otra puede ser como máximo de 4° [7,17], estas diferencias son asumibles al ser aleatorias y no debidas a una dominancia de una pierna sobre la otra, de la misma manera que también existen diferencias entre individuos.

Todos los datos se guardaron en ficheros informatizados especialmente diseñados para la investigación en los que ni el nombre ni ningún dato personal de los voluntarios puede ser identificado.

Mediante el paquete estadístico SPSS v. 11.0 se realizó un estudio estadístico descriptivo.

## Resultados

En la bipedestación la media del ángulo Q estático ha sido de 16,12°. El ángulo Q estático medio para las mujeres ha sido de 17,82° y para los hombres de 14,41°.

El rango del ángulo Q dinámico es de 6,03° a 14,16°. En el choque de talón el ángulo Q dinámico ha sido de 13,91°. Disminuye a medida que avanza el ciclo de marcha, hasta llegar a los 8,34° en el momento de despegue del pie. Durante la fase de oscilación, este ángulo alcanza su valor mínimo, 6,03°, para llegar a los 14,03° en el segundo choque de talón (Fig.3). La media del ángulo Q dinámico ha sido de 11,47°.

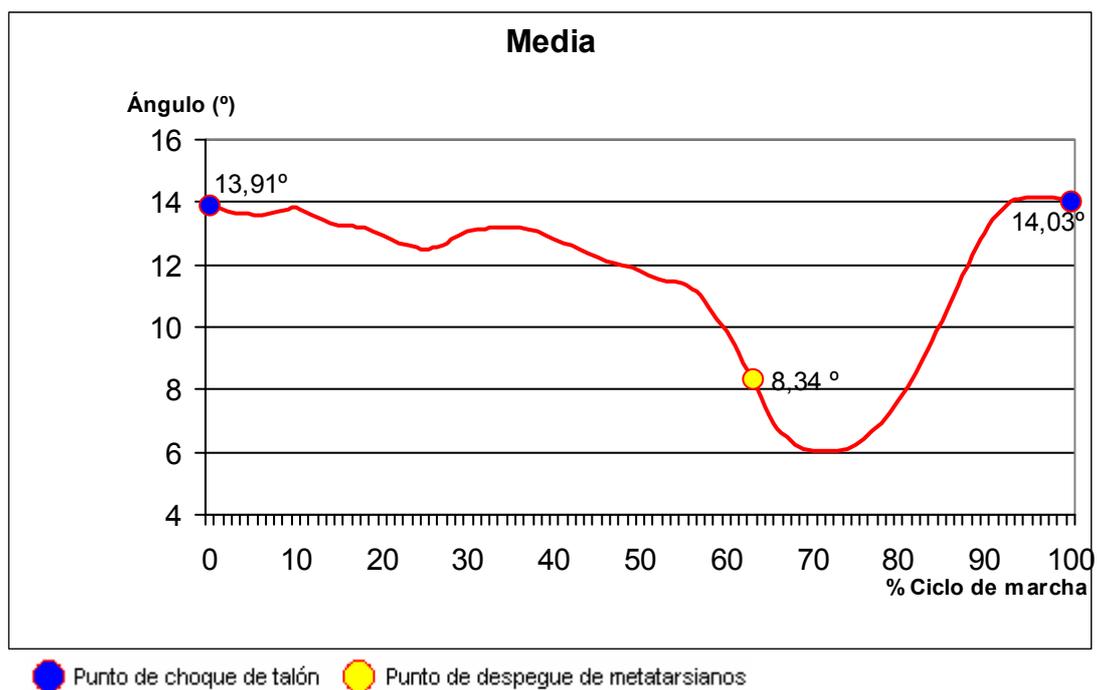
En la tabla 1 se pueden observar los diferentes valores de rango y promedio del ángulo Q durante la marcha, desglosados por sexos. El ángulo Q dinámico medio correspondiente a las mujeres es de 12,46° (Fig. 4) y el correspondiente en los hombres de 10,48° (Fig. 5).

## Discusión

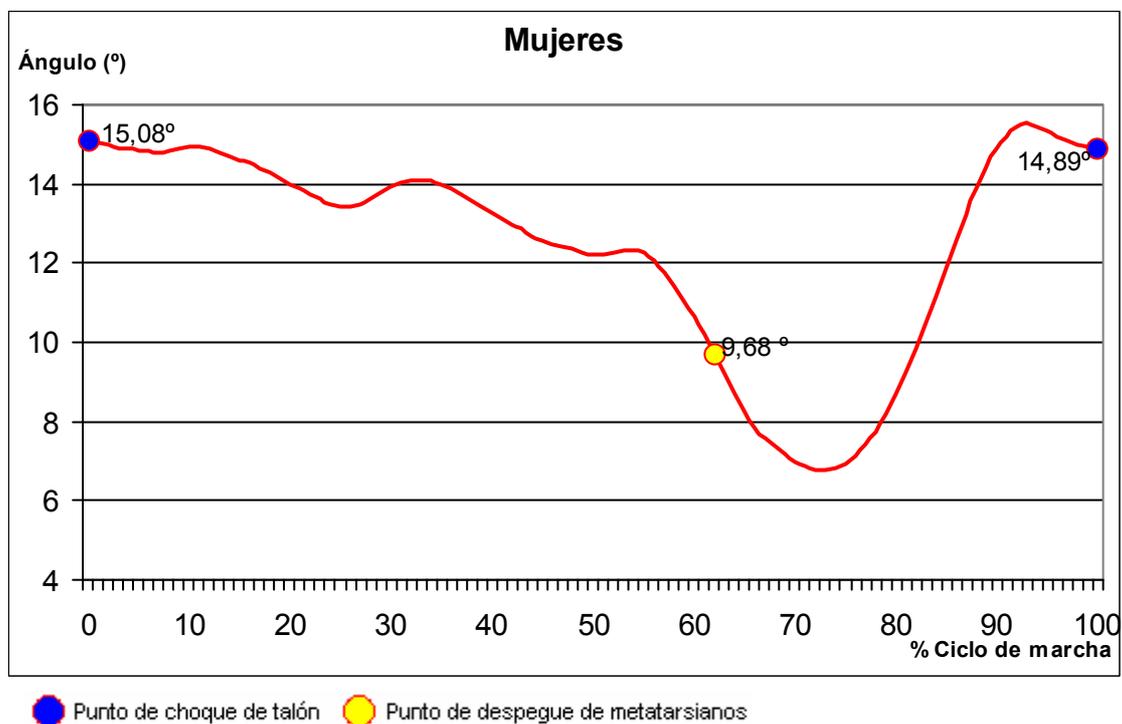
La media obtenida del ángulo Q estático en nuestro estudio ha sido de 16,12°, resultado similar a los de otros estudios que obtuvieron de 15 a 20° según el sexo [2,8,19]. Se encuentra en este rango el resultado de las mujeres, pero no el de los hombres que es de 14,41°, diferencia que creemos desestimable.

Es importante la colocación del paciente para su medición. La diferencia del ángulo Q entre su medición en decúbito supino y en bipedestación se encuentra entre 0,2-1,3°. Aumenta más (1,1-3,5°) si se realiza una contracción del cuádriceps, porque la rótula se desplaza superior y lateralmente [7,15]. En nuestro estudio no solicitamos tal contracción durante la bipedestación.

Durante el ciclo de marcha, este ángulo tiene un rango de 14,16° (choque de talón) a 6,03° (fase de oscilación), con un valor medio de 11,47°. Esta curva que se describe se mantiene en las curvas por sexos, con la diferencia que los hombres tienen unos valores máximos y mínimos más bajos, tal y como ha sucedido también en el análisis estático. Podría tener una cierta explicación lógica



**Figura 3.** Gráfica evolución ángulo Q durante la marcha (n=20), en los momentos de choque de talón y despegue de los metatarsianos



**Figura 4.** Gráfica evolución ángulo Q durante la marcha para mujeres (n=10), en los momentos de choque de talón y despegue de los metatarsianos

basándonos en que existen diversos morfotipos entre los mismos hombres y las mismas mujeres que hacen que los valores antropométricos citados anteriormente sean muy diversos en cada grupo, factores que modifican directamente el ángulo Q. Otros estudios muestran diferentes rangos como es el caso de Miralles: 10,6° a 11,2° [3], Kernozek: 16,13° en el choque [8] o Heiderscheit: 11° a 17° [4]. Lo que sí coincide en la mayoría de autores es el valor medio, de alrededor de 15° [4,6,7,8,15,18]. Aunque es un valor que podemos utilizar como

referencia, no podemos decir que este valor sea el definitorio para un pronóstico de ángulo Q elevado y consecuentes patologías asociadas, ya que se sabe que algunos pacientes con menos de 15° sufren clínica femoropatelar. Lo más correcto es utilizar un rango para incluir a una posible población de riesgo de patología del aparato extensor de rodilla [7].

Vemos así que el valor máximo coincide cuando la contracción de cuádriceps llega a su punto máximo y la extremidad está en extensión (Choque

Ángulo Q dinámico	Mujeres (n =10)	Hombres (n =10)	Media Mujeres y Hombres (n =20)
Rango del ciclo de marcha	15,55- 6,75	13,27-5,09	14,16-6,03
Promedio del ciclo de marcha	12,46	10,48	11,47
Promedio Fase apoyo	22,42-9,50 ± 3,76	20,43-4,36 ± 5,2	12,91 ± 4,6
Promedio Fase oscilación	17,72-4,72 ± 3,5	21,43-0,37 ± 6,7	9,69 ± 5,3

Tabla 1. Valores del ángulo Q en grados

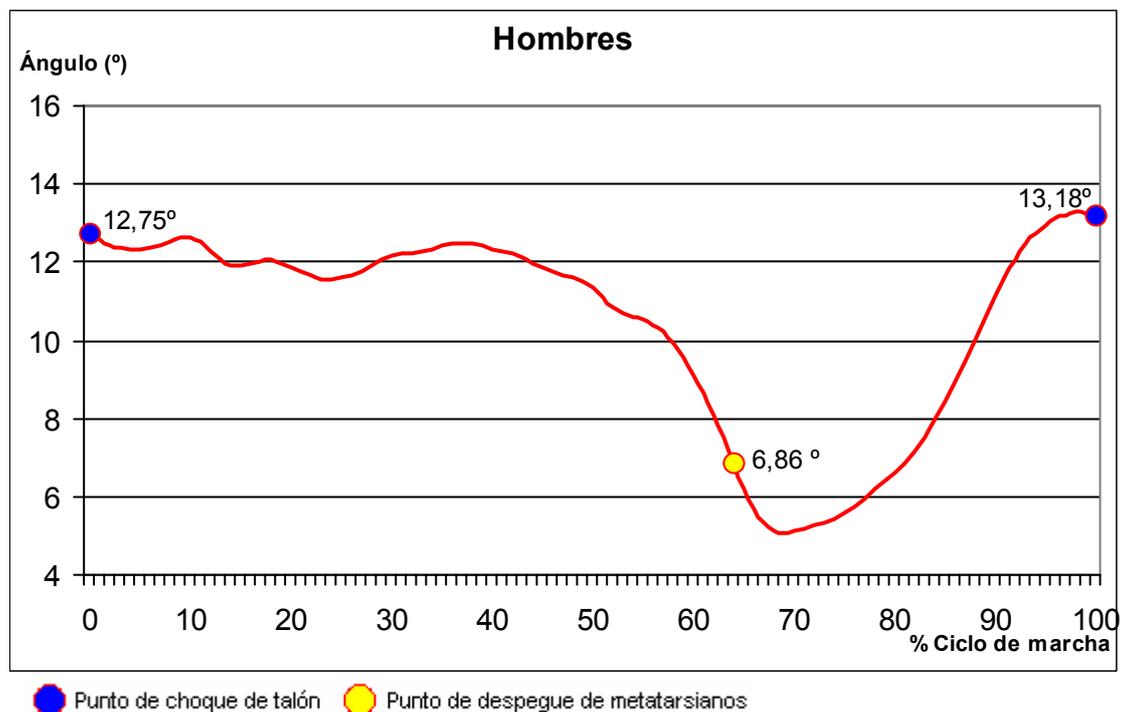


Figura 5. Gráfica evolución ángulo Q durante la marcha para hombres (n=10), en los momentos de choque de talón y despegue de los metatarsianos

de talón y apoyo inicial), se obtiene el valor de ángulo Q más elevado. Estos resultados apoyan el estudio de otros autores, que afirman que una contracción de cuádriceps aumenta el ángulo Q [7,15,19].

El valor mínimo de ángulo Q se corresponde con la oscilación media de la extremidad y flexión de rodilla, cuando los tres vientres musculares (Crural, Vasto Externo y Vasto interno) están relajados. Tiberio et al. teorizó que los ángulos Q más bajos durante la marcha se debían a la rotación interna de la tibia acompañada de una pronación subtalar.

## Conclusión

Las diferencias entre los resultados obtenidos en el estudio estático y en el dinámico pueden ser respondidas a partir del estudio de Livingston et al., que evidencia que el ángulo Q disminuye de 1° a 3° cuando la rodilla se flexiona en la actividad dinámica, aunque existe poca documentación al respecto [7]. En nuestro estudio la media del Q estático es 5° mayor que la del dinámico. Un futuro estudio podría relacionar la electromiografía del músculo cuádriceps con la evolución del ángulo Q en las diferentes subfases: Contacto inicial, fase inicial del apoyo, fase media del apoyo, fase final apoyo, fase previa a la oscilación, fase inicial de la oscilación, fase media de la oscilación y fase final de la oscilación.

El estudio dinámico del ángulo Q ha sido analizado sobre terreno llano, para poder obtener datos y valores de normalidad. Podrán ser utilizados como referencia en otras actividades de la vida diaria como el bajar escaleras o bajar rampas dónde la clínica de femoropatelar es más frecuente.

## Bibliografía

1. **Miralles R**, Biomecánica clínica del aparato locomotor. Barcelona: Masson, 1998.
2. **Mc Conell**. Condromalacia patelar. Síndrome de dolor femoropatelar. En: Congreso Nacional de Fisioterapia II 1997 Toledo. Madrid: Médica Panamericana, 1997. p. 79-97.
3. **Miralles R, Server F, Permanyer M, Miralles I**. Análisis frontal de la marcha mediante videofotogrametría en 3D. Oscilación del ángulo Q (Q dinámico). Revista de Patología de la Rodilla 1996; 1: 44-48.
4. **Heiderscheit B, Hamill J, Caldwell G**. Influence of Q-angle on lower-extremity running kinematics. J Ortho & Sports Phys Ther 2000; 30 (5): 271-278.
5. **Livingston L**. The quadriceps angle: a review of the literature. JOSPT. 1998; 28 (2): 105-109.
6. **Mizuno Y, Kumagai M, Mattessich S**. Q-angle influences tibiofemoral and patellofemoral kinematics. J Ortho Res 2001; 19: 834-840.
7. **Livingston L, Mandigo J**. Bilateral within-subject Q angle asymmetry in young adult females and males. Biomed Sci Instrum 1997; 33: 112-7.
8. **Kernozeck T, Greer N**. Quadriceps angle and rearfoot motion: relationships in walking. Arch Phys Med Rehabil 1993; 74: 407-410.
9. **Hall CM, Brody LT**. Therapeutic Exercise. Moving toward function. Philadelphia: Lippincot Williams & Wilkins, 1999.
10. **Plas F, Viel E, Blanc Y**. La marcha humana. Cinesiología dinámica, biomecánica y patomecánica. Barcelona: Masson, 1996.
11. **Molina A**. Repercusión de las anomalías torsionales en la rodilla. En: Ballester J, Desalineaciones torsionales de las extremidades inferiores. Implicaciones clinicopatológicas. Masson, 2001. p. 29-39.
12. **Baker M, Juhn M**. Patellofemoral pain syndrome in the female athlete. Clinics in sports medicine. [en línea] 2000 [citad el 29 Mayo de 2002] Disponible en: URL <http://home.mdconsult.com/das/article/body/>.
13. **Cepero E, Nerín S, Villarroya A et al**. Adaptación del miembro inferior al caminar en desnivel. Zaragoza. Biomecánica. 1998; VI,10. p23-29.
14. **Redfern MS, DiPasquale J**. Biomechanics of descending ramps. Gait and posture 1997; 6: 119-125.
15. **France L, Christopher N**. Effect of errors in the identification of anatomical landmarks on the accuracy of Q angle values. Clin Biomech 2001; 16: 710-713.
16. **Villarroya A, Aguilar J, Torres F, Asirón P**. Orthobio: un nuevo sistema del movimiento en tres dimensiones. Rehabilitación 1997; 31: 265-272.
17. **Mandrigo J**. Bilateral within-subject Q angle asymmetry in young adult females and males. Biomed Sci Instrum 1997; 33: 112-7.
18. **Miralles R, Server F, Ruiz A**. Vicios de torsión de la extremidad inferior. En: JM Vilarrubias, Aparato extensor de la rodilla. Madrid: Masson, 1996. p. 8-24.
19. **Sánchez-Lacuesta J, Prat J, Hoyos V**. Biomecánica de la marcha Humana normal y patológica. Valencia: Generalitat Valenciana-Conselleria de Sanitat, 1993. p 59-70.