



- ◆ Trabajo realizado por la Biblioteca Digital de la Universidad CEU-San Pablo
- ◆ Me comprometo a utilizar esta copia privada sin finalidad lucrativa, para fines de investigación y docencia, de acuerdo con el art. 37 de la M.T.R.L.P.I. (Modificación del Texto Refundido de la Ley de Propiedad Intelectual del 7 julio del 2006)

J. A. Martín Urrialde¹. *Socio AEF n.º 1.149*

Variación del momento máximo de los flexores y extensores de rodilla, en función del ángulo de la cadera

¹ Profesor Col. Departamento Ciencias Morfológicas. Universidad de Alcalá de Henares.

Correspondencia:
José Antonio Martín Urrialde
Coslada, 8 - 4º planta.
28028 Madrid

RESUMEN

El efecto de la posición de la cadera, sobre el valor del momento máximo de los músculos flexo-extensores de la rodilla se ha estudiado por medio del análisis de 23 sujetos normales, que voluntariamente se prestaron a ello.

El valor del momento máximo fue medido en el miembro inferior dominante, mediante un dinamómetro isocinético Biodex System 2, colocando la cadera a 5, 80 y 110 grados de flexión.

El valor obtenido a 5° de flexión fue un 25% menor que el obtenido a 80° y este menor que el obtenido a 110°.

Se extraen tres conclusiones:

1. El cuádriceps femoral actúa como un músculo monoarticular, demostrada la nula variación del momento máximo del recto femoral, sea cual sea la posición de la cadera.
2. Los isquiotibiales, como músculos biarticulares puros, varían su momento máximo en función de la posición de la cadera.
3. El valor del peso corporal debe ser considerado cuando se comparen momentos máximos de diferentes músculos.

ABSTRACT

The effect of hip position on the peak torque of flexor and extensor muscles of the knee was studied by analyzing 23 normal volunteers.

Peak torque value was measured in the dominant lower limb using a BIODEX System 2 isokinetic dynamometer with the hip flexed 5, 80 and 110 degrees.

Peak torque at 5° flexion was 25% less than that obtained at 80°, which was less than that obtained at 110°.

Three conclusions were drawn:

1. *The femoral quadriceps acts as a monoarticular muscle because the peak torque of the femoral rectus does not vary with hip position.*
2. *Ischiotibial muscles, as pure biarticular muscles, have a peak torque that varies with hip position.*
3. *Body weight should be considered when comparing the peak torque of muscles.*

KEY WORDS

Hip position. Isokinetics. Peak torque.

PALABRAS CLAVE

Cadera; Isocinéticos; Momento Máximo.

Fisioterapia 1996; 18: 136-142

137

INTRODUCCIÓN

Desde hace algunos años, la evaluación del rendimiento muscular tiene un protagonismo indudable en el trabajo del fisioterapeuta, por las implicaciones que su conocimiento tiene, a la hora de obtener aplicaciones terapéuticas válidas para el tratamiento de lesiones músculo-esqueléticas, deportivas, laborales, etc.

Una ayuda inestimable ha sido el desarrollo de los dinamómetros isocinéticos, como forma más exacta de explorar las capacidades contráctiles de uno o varios músculos (5, 11, 13, 14, 17, 19).

Los parámetros de la actividad muscular isocinética han sido profusamente estudiados, incluso, los factores que afectan a la contractilidad muscular y su relación con la fuerza desarrollada (1, 5, 15, 18), haciendo a veces difícil aunar criterios a la hora de interpretar los resultados.

En cualquier examen isocinético clásico, el eje de la articulación debe alinearse con el eje rotacional del dinamómetro (21, 22), eligiéndose una o varias velocidades de trabajo y exigiéndose una contracción máxima o submáxima, durante todo el arco de recorrido elegido (21, 22). Con ello se obtendrá una curva de momento de fuerza, aproximada en términos formales a la curva de Blix de elongación-tensión (12, 15).

Durante los últimos 10 años, la mayor parte de los estudios científicos se han centrado en el estudio de la actividad de los músculos involucrados en la cinemática de la rodilla, en parte obligados por la creciente presencia de lesiones deportivas que afectan a esta articulación (10, 17). En ellos, la posición de la cadera ha sido de 80° de flexión, sin profundizar en los efectos que el cambio de esta angulación, pudiera tener sobre la actividad de músculos bi-articulares.

Por otra parte, si bien la estabilización de las articulaciones suprayacentes al segmento examinado, es

recomendado por todos los fabricantes y divulgadores de los métodos isocinéticos, la práctica nos enseña, que a menudo, es obviado, despreciando las implicaciones clínicas que ello pueda tener.

Si partimos de la hipótesis de que *los músculos responsables de la flexo-extensión de rodilla son bi-articulares*, los cambios que introduzcamos en la posición de alguna de las dos articulaciones involucradas debe repercutir en su respuesta contráctil, y por tanto en la generación de tensión, substrato mecánico del concepto "fuerza".

Dos preguntas, como fisioterapeutas, debemos hacernos, tras aceptar los conceptos expuestos en los anteriores párrafos:

1. ¿Cuál es ángulo óptimo de estabilización de la articulación suprayacente; en este caso, la cadera?
2. ¿Si se varía el ángulo de la citada articulación, cómo repercute sobre la respuesta contráctil de los músculos flexo-extensores de la rodilla?

En este estudio, voy a intentar responder a estas dos preguntas, y proponer alguna conclusión práctica, que permite mejorar el rendimiento de algunos protocolos de reforzamiento muscular de los citados músculos.

MATERIAL Y MÉTODOS

Fueron elegidos 23 voluntarios, 10 mujeres y 13 varones, con edades comprendidas entre los 20 y los 30 años (varones) y los 19 y 33 años (mujeres), los cuales se prestaron de forma voluntaria al estudio, siendo denominador común, no haber sufrido ninguna lesión músculo-esquelética que afectase a cadera y rodilla en los últimos 12 meses.

El método elegido fue actuar en un dinamómetro isocinético Biodex System 2, una evaluación de la fuerza máxima de cuádriceps/isquiotibiales, previa calibra-

ción del mismo, según indica el fabricante, y efectuando el examen, en el miembro inferior dominante, en posición sentada sobre el banco de examen, situando la cadera a las angulaciones de 5°, 80° y 110°, usando como referencia goniométrica, marcadores electrónicos del sistema Peak Performance, colocados a nivel de 1/3 medio muslo, trocánter mayor y EIAS, siendo emplazado el respaldo del sillón, en los puntos correspondientes a las angulaciones prefijadas.

Tras ello, el sujeto fue fijado al sillón, por medio de cinchas provistas por el fabricante, a nivel del muslo, pelvis y pecho, situando sus brazos cruzados sobre el mismo, durante la ejecución de la prueba, dejando el miembro inferior no examinado, libre.

La velocidad de examen fue de 60°/segundo, en el recorrido de 90°, siendo asignado a cada sujeto una posición de cadera, en forma de sorteo.

Tras un calentamiento de 3 contracciones submáximas, fueron solicitadas 6 contracciones máximas de ambos grupos, para cada posición elegida, introduciendo periodos de descanso de 10 segundos entre cada serie de 6 repeticiones y 10 minutos entre cada posición de cadera elegida.

Se eligió como valor de comparación el Momento Máximo medio de las series, valor éste previamente solicitado al software que incorpora el equipo Biodex, para ambos grupos musculares.

Basándonos en los estudios de Kapandji, asumí que la participación del recto femoral en el desarrollo del momento máximo es de un 20%, cuando la cade-

ra se halla a 80° de flexión (10). La diferencia de Momento Máximo obtenido en las otras posiciones de cadera, deben ser consideradas como la participación efectiva del recto, en función de la mayor o menor elongación a que fue sometido.

Los datos obtenidos fueron sometidos al doble análisis de varianza de Friedmann (24) para observar los efectos de la fatiga, aprendizaje, sexo, edad, altura, aceptando un nivel de correlación de 0,5.

Para los valores derivados del recto femoral, se usó el análisis simple de Friedmann.

RESULTADOS

La medición del Momento Máximo producido por cada uno de los 23 sujetos en las tres posiciones de examen, a 60°/sec. de velocidad y para ambos grupos musculares fue evaluada para identificar cualquier variable que pudiera invalidar estadísticamente los resultados posteriores. Aplicando el doble análisis de Friedman, no se halló significancia alguna en la realización del test, siendo los efectos de la fatiga y el aprendizaje despreciables ($p < 0,5$).

En la tabla 1, se exponen los valores medios y las desviaciones estándar en base a edad, altura, peso y sexo, con expresión del Momento Máximo de cada grupo y en cada angulación.

Se aprecia que el Momento Máximo de ambos grupos musculares se obtiene en la posición de 80° de flexión de cadera, seguido por los valores a 110° y 5°,

Tabla 1. Datos estadísticos de las relaciones observadas entre los distintos parámetros estudiados. Los valores de Momento Máximo están expresados en Ft-lb, al ser ésta la unidad de medición ofrecida por el dinamómetro.

	Edad	Talla (cm)	Peso (kg)	Cuádriceps			Isquiotibiales		
				110	80	5	110	80	5
Muestra									
• Media	26,3	172,2	65,1	108	110	109	71	74	54
• D. standard	5,3	12,1	10,6	26,3	24,2	23,2	17,8	19,2	15,3
Varones									
• Media	28,7	175,2	76,1	120	122	118	79	81	65
• D. standard	5,6	2,8	9,3	19	20	22,1	17,8	19,3	16,2
Mujeres									
• Media	22,4	169,1	60,3	81,5	84,3	83,2	56	58	43
• D. standard	3,1	3,6	7,2	16,4	15,8	15,6	11,3	12,4	8,7

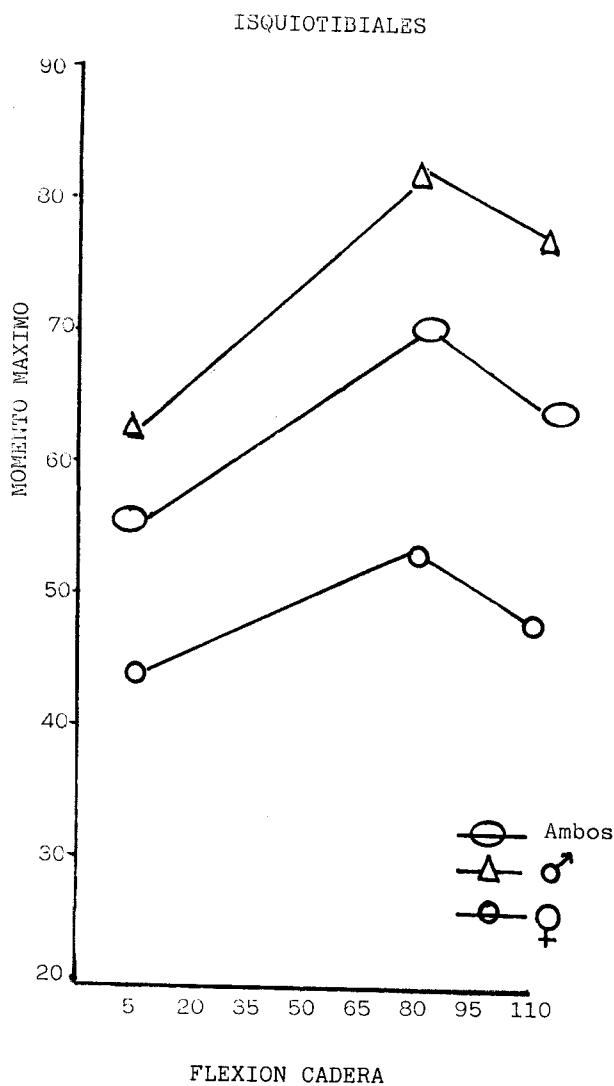


Figura 1. Momento Máximo de los isquiotibiales a diferentes ángulos de flexión de cadera. El valor máximo se observa a los 80° de flexión, correspondiendo a la máxima elongación de este grupo.

en ambos sexos, exponiéndose, en la figura 1, la gráfica de regresión de estos valores.

La inserción anatómica de los isquiotibiales nos debe hacer pensar en la ordenación de las longitudes musculares óptimas, para producir el Momento Máximo, siendo la misma "posición intermedia > elongación > acortamiento".

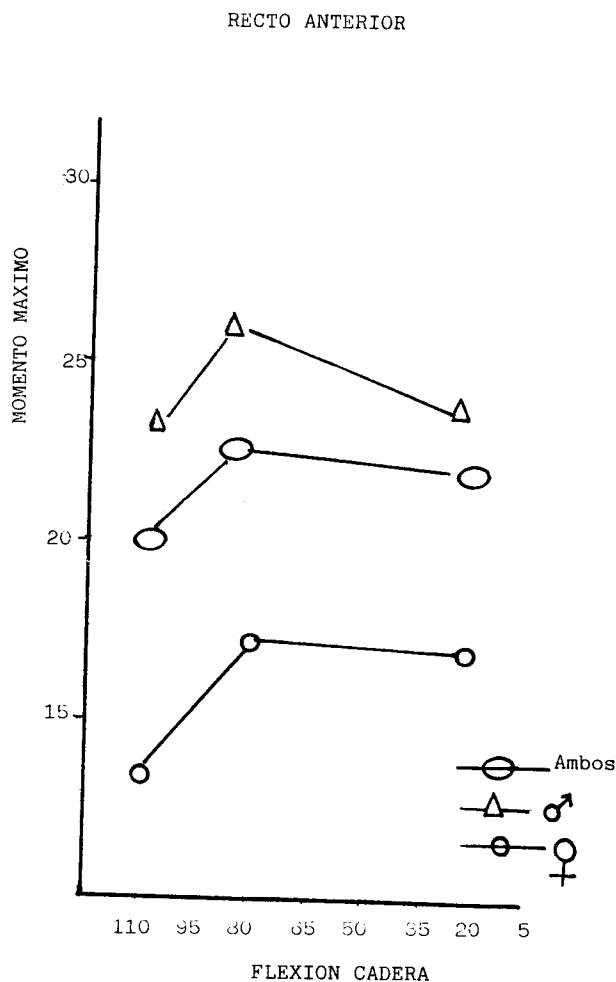


Figura 2. Momento Máximo del recto femoral cuyo valor se calcula, asumiendo que este músculo aporta el 20% del total del movimiento del cuádriceps.

Si a continuación observamos la figura 2, en la que se muestran los valores del grupo extensor, y extrapolamos la misma a la gráfica anterior, observaremos la coincidencia en la relación Momento Máximo/ángulo de cadera.

El músculo recto femoral es el único componente del cuádriceps antagonico de los isquiotibiales, por su carácter bi-articular. Asumiendo que el Momento Máximo del recto se produce a los 80° de flexión de la cadera, la diferencia entre el Momento Máximo del

cuádriceps en esta posición, y los Momentos en cada una de las otras dos posiciones (5 y 110°), representa la disminución del Momento Máximo del recto en dicha posición, toda vez que el efecto de los vastos debe ser despreciado, al ser monoarticulares.

El valor del Momento Máximo del recto femoral a 80° de flexión de cadera, fue cifrado en el 20% del Momento Máximo del cuádriceps con las investigaciones de Kapandji en 1978 (10).

DISCUSIÓN

Desde los primeros estudios de Basmajian (1), la relación cadera/rodilla y los efectos de la diversidad de posiciones articulares sobre la fuerza de los músculos ha sido un foco de ulteriores trabajos, si bien la tesis de Basmajian permanece intacta: la posición de la cadera determina el rendimiento muscular de los músculos bi-articulares de la rodilla (1). Este estudio fue el origen del término "insuficiencia activa" con el cual se describe la situación de un músculo bi-articular, cuando al contraerse voluntariamente, es incapaz de ofrecer el 100% de sus capacidades contráctiles, para ambas articulaciones. Pero simultáneamente, su antagonista es elongado, situándose en la también llamada "insuficiencia pasiva"; el resultado es que, en cualquier movimiento que implique el acortamiento de un músculo y la elongación de otro, de forma simultánea, y sobre una misma unidad articular, se mantiene la más ventajosa relación longitud-tensión posible (4).

Es evidente la importancia de este fenómeno sobre la actividad terapéutica desarrollada en una rodilla o una cadera, si sobre ellas se efectúa un trabajo muscular voluntario, con fines reeducadores.

La relación longitud-tensión de los isquiotibiales fue magistralmente demostrada por Williams y Stutzman (30) en 1959: mediante un dinamómetro estático, observaron que variando la posición de la cadera desde la extensión a la flexión de 90°, aumentaba la flexión de rodilla en términos goniométricos y dinamométricos.

En este trabajo he demostrado que el Momento Máximo (valor dinamométrico) de flexión sigue la misma progresión de mayor a menor:

- 80° (longitud media de isquiotibiales).
- 110° (longitud máxima de isquiotibiales).
- 5° (longitud mínima de isquiotibiales).

La diferencia entre los valores a 80° y 110° es pequeña, ciertamente, debido a que estamos en una posición muy favorable dentro de su curva longitud-tensión: los isquiotibiales no permiten más de un 70% de movilidad en la cadera, si la rodilla se halla en máxima extensión.

Es fácil extraer una aplicación práctica: el tratamiento de movilización y/o reforzamiento en el sector flexor, tras cirugía de LL.CC.AA., con la cadera a 110°, evita la extensión total de rodilla, actuando como freno pasivo, ante elongaciones indeseadas del injerto.

De otra parte, la mayoría de los sujetos, encontraban la posición de 5° de flexión de cadera, incómoda y débil, coincidiendo con la obtención del menor valor de Momento Máximo, en sus músculos: la situación de insuficiencia activa de los isquiotibiales, en esa posición, les lleva a una desventaja mecánica grave, pues el acortamiento es excesivo... son efectivos, por tanto los ejercicios de flexión de rodilla o "curl" en prono, tan usados en "fitness" ???

Similares controversias se encuentran al observar el efecto de la posición de la cadera sobre la fuerza de los extensores de rodilla: la contribución del recto femoral sobre el trabajo muscular total del cuádriceps oscila entre un 14%, según Smith (15) al 20% ya citado de Kapandji (10). Debido a este pequeño valor contributivo, el cuádriceps debe ser considerado como un músculo mono-articular (1).

Si en la literatura revisada se observa que por ejemplo: Currier (3) cita una disminución de la fuerza del cuádriceps si se varía la posición de la cadera de 100 a 130° de flexión, y Goslin (2) observa que conforme se pasa de una posición de extensión de cadera a posiciones de flexión, se asocia un aumento en el momento máximo de cuádriceps; en el presente estudio, la variación del Momento Máximo de los extensores de rodilla en relación a diversas posiciones es insignificante.

La disociación entre los efectos aislados del recto femoral tampoco ayuda a establecer alguna significan-

cia, cuando consideramos la posición de la cadera. Debemos hallar, en anteriores trabajos, explicaciones válidas:

1. El recto femoral, es un músculo fusiforme, dotado para ejercer un rápido esfuerzo a una gran velocidad, venciendo una pequeña resistencia (6, 17). De hecho, en la literatura sajona, es corriente llamar a este músculo "kicking muscle" o "músculo de la patada" (4, 25). Por su carácter rápido, la medición de su explosividad, a través del momento acelerativo (5) pueda darnos datos más exactos sobre su comportamiento.
2. Las inserciones ilíacas del mismo, en especial, la porción refleja se hallan muy cerca del acetábulo (6, 25). El cambio de posición del coxal afecta en menor manera a la longitud del músculo, que el cambio posicional de la tuberosidad isquiática, si analizamos la acción de la cadera sobre los flexores.

Es lógico pensar, por tanto, que los valores de Momento Máximo obtenidos para el cuádriceps, sitúen a éste y, por ende, al recto cercanos a su longitud óptima de trabajo, longitud dictada por las consideraciones anatómicas antes aludidas.

En resumen, los resultados de este trabajo aconsejan que en el estudio o el trabajo muscular de los grupos flexores de rodilla, la misma posición de cadera debe ser repetida en las diversas pruebas o sesiones, a fin de validar los resultados. En este sentido, y con el fin de obtener el máximo recorrido articular, y la mayor tensión muscular, el emplazamiento de la cadera a 80° de flexión, parece ser el mejor.

AGRADECIMIENTOS

Al Departamento de Ciencias Morfológicas y Cirugía de la Universidad de Alcalá de Henares, por ofrecer la muestra de sujetos necesarios para el estudio.

BIBLIOGRAFÍA

1. Basmajian JV. *Muscles alive*. 3ª edición. Baltimore: MD Williams & Wilkins, 1979.
2. Charteris J, Goslin B. The effects of position and movement velocity on isokinetic force output at the knee. *L Sports Med* 1982; 22: 154-159.
3. Currier D. Positioning for knee strengthening exercises. *Phys Ther* 1977; 57: 148-152.
4. Cyriax JH. *Textbook of orthopaedic medicine*. En: Diagnosis of soft tissue lesions. Volumen 1. 8ª edición. Philadelphia: PA Bailliere Tindall, 1983.
5. Davies GJ. *A compendium of isokinetics in clinical usage*. 3ª edición. La Crosse, WI: S & S Publishers, 1987.
6. Gray H. *Anatomy of Human body*. 30ª edición. Philadelphia: PA Lea & Febiger, 1985.
7. Hageman PA, Gillaspie DM, Hill LD. Effects of speed and limb dominance on eccentric and concentric isokinetic testing of the knee. *J O Sports Phys Ther* 1988; 10: 59-65.
8. Helwig J. *SAS introductory guide*. Cary, NC: SAS Institute Inc, 1983.
9. Inmann VT, Ralston HJ, Todd F. *Humann walking*. Baltimore: MD W & W, 1981.
10. Kapandji IA. *La Fisiología de las articulaciones*. Volumen 2. Mbroy inferior. Masson, 1973.
11. Kendall HO, Kendall FP, Wadsworth GE. *Músculos, pruebas y funciones*. 1ª edición. Barcelona: Editorial JIMS, 1974.
12. Kulwig K, Andrews JG, Hay JG. Human Strength curves. *Exer Sports Sci Rev* 1984; 12: 417-466.
13. Laird C, Rozier C. Toward understanding the terminology of exercise mechanisms. *Phys Ther* 1979; 59: 287-292.
14. Lamb D. *Physiology of exercise response and adaptation*. New York: MacMillan, 1979.
15. Brunnstrom S. *Clinica Kinesiology*. Philadelphia: Davis, 1966.
16. Biodex Medical Systems. *Testing and Operations manual*. New York, 1988.
17. Malone TR. *Muscle injury and rehabilitation*. Volumen 1, número 3. Baltimore: MD Willimas & Wilkins, 1988.
18. Heuleu JN, Codine P, Simon L. *Isocinetisme et médecine de reeducation*. París: Masson, 1991.
19. Moffroid MT, et al. A study of isokinetic exercise. *Phys Ther* 1969; 49: 735-749.
20. Martín JA. Determinación del momento máximo isométrico e isocinético de la rodilla. *Fisioterapia* 1994; 16 (2): 99-105.
21. Martín JA. Síndrome de fatiga muscular post-ejercicio. *Fisioterapia* 1993; 15 (3): 134-146.

22. Bartolomé JI.. *Potenciación de cuádriceps e isquiotibiales mediante ejercicios isocinéticos*. Madrid: Fundación Mapfre, 1989.
23. Osternig LR. Optimal isokinetic loads and velocities producing muscular power in human subjects. *Arch Phys Med Rehabil* 1975; 56: 152-155.
24. Phillips D. *Basic statistics for health science students*. San Francisco, CA: Freeman & Co, 1978.
25. Donskoi D, Zatsiorki V. *Biomecánica de los ejercicios físicos*. Moscú: Raguda, 1988.
26. Spring H, Hans K. *Fitness. Teoría y práctica*. Barcelona: Scriba, 1993.
27. Scudder G. Torque curves produced at the knee during isometric and isokinetic exercise. *Arch Phys Med Rehabil* 1980; 61: 68-73.
28. Thortenson A, Grimby G, Karlson J. Force velocity relations and fiber composition in human knee extensor muscle. *J Appl Physiol* 1976; 40: 12-16.
29. Wilkie DR. The relation between force and velocity in human muscle. *J Physiol* 1950; 110: 249-280.
30. Williams M, Stutzman L. Stength variations through the range of joint muscle. *Phys Ther Rev* 1959; 39: 145-152.