

## Originales

# Dinamometría en pinzamiento femoroacetabular

R. Seijas-Vázquez<sup>1,3</sup>, D. Barastegui-Fernández<sup>1,3,4</sup>, M. Marín-Núñez<sup>1,3</sup>,  
A. Badosa-Gimeno<sup>1,3</sup>, P. Laiz-Boada<sup>1,3</sup>, X. Cuscó-Segarra<sup>1,3</sup>, R. Cugat-Bertomeu<sup>1,3,4</sup>

<sup>1</sup>Instituto Cugat. Hospital Quirónsalud. Barcelona

<sup>2</sup>Universidad Internacional de Catalunya. Barcelona

<sup>3</sup>Fundación García Cugat. Cátedra de la Universidad CEU Cardenal Herrera. Valencia

<sup>4</sup>Mutualidad de Futbolistas Españoles. Delegación de Cataluña. Barcelona

### Correspondencia:

Dr. Roberto Seijas Vázquez

Correo electrónico: roberto6jas@gmail.com

Recibido el 23 de julio de 2019

Aceptado el 26 de noviembre de 2019

Disponible en Internet: junio de 2020

### RESUMEN

**Objetivo:** el presente trabajo trata de objetivar el valor de la fuerza muscular, mediante el uso de dinamómetros, de los grupos musculares relacionados con la movilidad de la cadera, en pacientes afectados de pinzamiento femoroacetabular que requieren cirugía por ausencia de mejora con métodos conservadores.

**Métodos:** se han seleccionado 55 pacientes con pinzamiento femoroacetabular, a los que se les ha medido mediante dinamometría la fuerza de los movimientos de su cadera, de forma secuencial y seriada, de forma preoperatoria. Se recogió la medida de flexión, extensión, abducción, aducción, rotación interna y externa de ambas caderas, así como la flexión de rodillas, como medida de control. Se valoraron los datos de forma estadística buscando diferencias entre ambos lados.

**Resultados:** los datos correspondientes a la fuerza de flexión de cadera mostraron diferencias significativas entre ambos lados, siendo menores en el lado lesionado. El resto de las medidas no mostró diferencias entre ambos lados, aunque, de forma global, mostraron datos claramente inferiores al compararlos con series de pacientes sanos voluntarios.

**Conclusiones:** la dinamometría manual nos permite detectar disminuciones de fuerza del grupo flexor de cadera

### ABSTRACT

#### Femoroacetabular impingement dynamometry

**Objective:** the present work tries to objectify the value of muscle strength, through the use of dynamometers, of the muscle groups related to hip mobility, in patients affected by femoroacetabular impingement that require surgery due to the absence of improvement with conservative methods.

**Methods:** fifty-five patients with femoroacetabular impingement have been selected, and the strength of their hip movements has been measured dynamically, sequentially and serially in the preoperative time. The measurement of flexion, extension, abduction, adduction, internal and external rotation of both hips as well as knee flexion was collected as a control measure. Data were assessed statistically looking for differences between both sides and the published literature was reviewed.

**Results:** data corresponding to the strength hip flexion showed significant differences between both sides, being smaller on the injured side. The rest of the measures did not show differences between both sides, although overall, they showed clearly inferior data when compared with series of healthy voluntary patients.

**Conclusions:** manual dynamometry allows us to detect decreases in strength of the hip flexor group on the in-



<https://doi.org/10.24129/j.reaca.27268.fs1907032>

© 2020 Fundación Española de Artroscopia. Publicado por Imaidea Interactiva en FONDOSCIENCE® ([www.fondoscience.com](http://www.fondoscience.com)). Este es un artículo Open Access bajo la licencia CC BY-NC-ND ([www.creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/](http://www.creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/)).

del lado lesionado en casos de pinzamiento femoroacetabular clínico, previos a su cirugía.

**Nivel de evidencia:** nivel 4 de evidencia científica. Serie de casos.

**Relevancia clínica:** la medición de la fuerza muscular con aparatos de dinamometría nos ofrece la posibilidad de monitorizar las alteraciones del patrón de fuerza en patologías de cadera, tanto para evaluar su diagnóstico como para valorar su evolución durante el tratamiento.

**Palabras clave:** Cadera. Pinzamiento femoroacetabular. Dinamometría. Flexión cadera.

jured side in cases of clinical femoroacetabular impingement, prior to surgery.

**Level of evidence:** level 4 of scientific evidence. Series of cases.

**Clinical relevance:** the measurement of muscular strength with dynamometry devices offers us the possibility of monitoring the changes in the strength pattern in hip pathologies, both to evaluate its diagnosis and to assess its evolution during treatment.

**Key words:** Hip. Femoroacetabular impingement. Dynamometry. Hip flexion.

## Introducción

La artrosis de cadera afecta aproximadamente al 9,6% de los hombres y hasta el 18% de las mujeres por encima de los 60 años en el mundo<sup>(1)</sup>. El principal problema que conlleva es la alteración funcional en forma de impotencia funcional y dolor que llega a alterar las actividades de la vida diaria<sup>(1,2)</sup>.

La característica principal de la artrosis es la degeneración del cartílago<sup>(3)</sup>. En la cadera, una de las principales causas es la presencia de pinzamiento femoroacetabular (PFA o FAI en su acepción anglosajona)<sup>(4-6)</sup>. La alteración funcional produce en la musculatura abductora, sobre todo en el glúteo mayor y medio, una atrofia que se ha podido evaluar y relacionar con dicha patología<sup>(1,7,8)</sup>.

La evaluación de las medidas de fuerza en la cadera tiene mucha importancia en la exploración clínica del dolor de cadera y cuantificarlas es necesario precisamente para valorar el grado de atrofia<sup>(9)</sup>.

Si bien los cambios degenerativos se definen tanto por la clínica como por la radiología<sup>(10,11)</sup>, podemos encontrarnos con pacientes con sintomatología temprana sin cambios radiológicos, pero que sí que manifiestan síntomas compatibles con esta patología<sup>(12)</sup>.

La debilidad de los músculos extensores, flexores, rotadores y abductores de la cadera en relación con el PFA o FAI ya están descritos<sup>(8,13,14)</sup>. Sobre todo respecto el glúteo mayor, se ha descrito una alteración significativa en la presencia de PFA o FAI con indicación de tratamiento quirúrgico<sup>(7,8,13,14)</sup>. Este músculo participa de una forma

significativa en la extensión de la cadera y está relacionado con movimientos de *sprint*, sentadillas o *squatting* y subida de peldaños<sup>(15,16)</sup>.

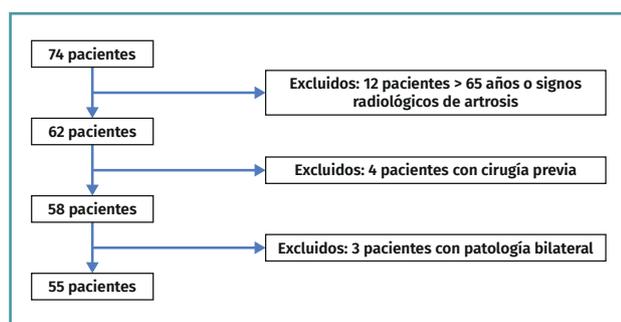
Los dolores relacionados con el PFA o FAI se producen habitualmente en la zona inguinal, pero los pacientes también localizan dolores en la cara lateral y posterior de la cadera y en el área lumbosacra<sup>(17-19)</sup>. Para estudiar estas áreas, estudios recientes han utilizado tensiomiografía (TMG) y electromiografía (EMG) en pacientes afectados de PFA o FAI<sup>(7,8,20)</sup>.

La dinamometría manual, sobre todo por el uso de dinamómetros estabilizados, se puede considerar como el mejor modo de evaluar, en el uso clínico, la fuerza de la cadera y la rodilla<sup>(21-24)</sup>. Su facilidad de uso y la obtención de medidas tanto en kilogramos como en libras o *newtons* son elementos que lo favorecen<sup>(22,23)</sup>. A pesar de ello, no se han publicado hasta la fecha estudios en pacientes con PFA o FAI evaluados con dinamometría.

El presente estudio tiene como objetivo evaluar, mediante dinamometría manual, los pacientes afectados de PFA o FAI sobre el grado de atrofia de los músculos relacionados con la movilidad de la cadera afecta.

## Métodos

El presente estudio ha sido aprobado por nuestro Comité de Ética. Se seleccionaron 55 pacientes a los que se realizó artroscopia de cadera con síntomas de FAI unilateral realizadas por el mismo cirujano y equipo quirúrgico (**Figura 1**). Los pacientes se recogieron de febrero de 2017 a febrero



**Figura 1.** Flowchart de selección de pacientes. Se incluyeron los pacientes afectados de pinzamiento femoroacetabular operados por técnica artroscópica de cadera (74 pacientes iniciales). Se mantuvo la inclusión de pacientes hasta tener 55 pacientes. Se realizó un cálculo de la potencia de la n muestral que recomendaba completar dicha cifra.

de 2018 con los criterios de inclusión y exclusión descritos en la **Tabla 1**. El PFA o FAI clínico se definió como test positivo en rotación interna con la cadera a 90° (signo de FAI), test positivo en maniobra de PFA o FAI (combinación de rotación interna, aducción y flexión de cadera) y test de tracción articular positivo (disminución del dolor con la maniobra de PFA o FAI con tracción de la articulación).

El pinzamiento de tipo CAM se define por aquella cadera con una deformidad de la transición cervicocefálica del ángulo alfa > 55° y la de tipo PINCER por la presencia de *crossover sign* o sobrecobertura en los estudios radiográficos. En los casos en que estén presentes los dos, se orienta como mixta.

Los datos recogidos en la serie recogen la edad, el sexo, el tipo de deformidad a operar, el

grado Tönnis radiológico, el índice de masa corporal (IMC) y el nivel deportivo con la escala Tegner.

Las medidas de fuerza de la cadera isométrica estandarizada fueron realizadas por el mismo medidor, usando un dinamómetro manual validado<sup>(13,25)</sup> (Handheld Dynamometer MicroFET® 2, Hoggan Health Industries, West Jordan, UT, USA), de forma preoperatoria.

Se realizaron 6 tipos de medidas de fuerza en la cadera (flexión, abducción, aducción, rotación externa, rotación interna y extensión), además de flexión de rodilla como medida de control. La flexión de cadera se realizó en decúbito supino con extensión de ambas rodillas. Las maniobras de abducción y aducción se realizaron en decúbito lateral. La extensión se realizó en decúbito prono con extensión de la rodilla. Las rotaciones externa e interna se realizaron en decúbito prono con flexión a 90° de la rodilla. La flexión de rodilla se realizó en sedestación con la rodilla a 90° de flexión. Para cada una de los movimientos se realizaron 3 mediciones. Cada medición se realizó con una duración de 5 segundos con máximo esfuerzo. Las medidas se realizaron en todos los casos de forma simétrica. Para nuestro análisis se tomó la media de las tres. Las medidas se recogieron en *newtons*.

Las mediciones se realizaron por un especialista en el uso del dinamómetro manual, de una forma secuencial alternando las dos piernas. Se anotó la presencia de dolor de forma individualizada en cada una de las medidas de fuerza. Para realizar todo este protocolo se siguieron las pautas publicadas por Nepple y Thorborg<sup>(13,26)</sup>.

La aplicación del dinamómetro se ubicó a unos 5 cm proximales del tobillo, en todas las medidas.

Se tomaron las medidas del lado sano para poder realizar los cálculos porcentuales relativos de la diferencia para cada medida:  $([cadera\ afectada - cadera\ sana] / cadera\ sana) \times 100^{(21)}$ . Aquellos valores iguales o mayores del 10% se consideran déficits de fuerza<sup>(13,21)</sup>.

Se realizó previo al estudio un análisis del cálculo muestral. Para un error de 0,05 y una potencia de 0,8, se determinó que se requerían 55 pacientes para encontrar un mínimo del 10% de diferencia en fuerza entre ambos lados. Se utilizó el test de Kolmogorov-Smirnov para el cálculo de la normalidad de la muestra. El análisis estadístico se realizó con test no paramétricos, incluido el test de U de Mann-Whitney con test no aparea-

**Tabla 1. Criterios de inclusión y exclusión del estudio**

Criterios de inclusión	Criterios de exclusión
Pinzamiento femoroacetabular unilateral que pueda realizar estudios preoperatorios	Mayores de 65 años
	Cirugía previa de cadera
	Signos radiológicos de artrosis (espacio < 2 mm)
	Síntomas en la cadera contralateral (hasta el primer año)

do y Wilcoxon para test apareados. La  $p < 0,05$  se consideró estadísticamente significativa.

## Resultados

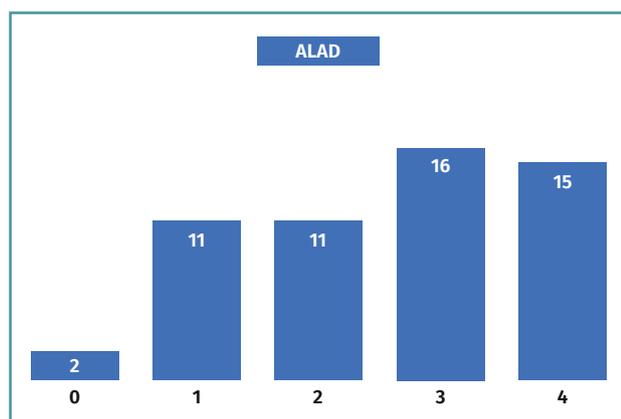
Los pacientes seleccionados presentan una distribución demográfica descrita en la **Tabla 2**. Se realizó mayoritariamente en hombres, con una media de 40,8 años, con un rango de los 19,03 años el más joven a 61,66 años el más mayor, con deformidades de tipo CAM o mixta en casi la totalidad de la muestra. El 76,36% presentaba una radiología Tönnis 0-1, siendo el resto de tipo 2. Mayoritariamente eran pacientes con un IMC normal, con una media de 24,85 (**Tabla 2**).

En las cirugías se realizaron 7 labrectomías parciales (12,73%) y 48 suturas labrales (87,27%),

**Tabla 2. Epidemiología de la muestra**

Sexo (mujeres/hombres)	22/33
Edad (años)	40,80 (DE: 10,25)
Tipo de PFA (CAM/mixto/PINCER)	39/15/1
Tönnis (0-1-2)	25 (0)-17 (1)-13 (2)
IMC	24,85 (DE: 3,93)
Nivel deportivo Tegner	5,19 (DE: 2,79)

*Patrón epidemiológico de la muestra, según sexo, edad (incluyendo desviación estándar -DE-), subtipos de pinzamiento femoroacetabular (PFA), subtipos de Tönnis según clasificación radiológica (hasta grado 2), índice de masa corporal (IMC) en función de talla y peso, y nivel deportivo por la clasificación de Tegner*



**Figura 2. Resultados del número de pacientes con los diferentes grados de lesión cartilaginosa con la clasificación de ALAD (0-4).**

y mostraron lesiones cartilaginosas según la **Figura 2**.

En 53 de los 55 casos se observaron lesiones cartilaginosas acetabulares, de diferentes grados, según la proporción descrita en la **Figura 2**.

De los 7 parámetros evaluados, la fuerza de flexión de cadera mostró diferencias significativas entre el lado patológico y el sano. El lado lesionado mostraba valores inferiores al lado sano, siendo estas diferencias estadísticamente significativas (**Tabla 2**). El resto de los parámetros (extensión de cadera, aducción, abducción, rotación interna y externa) no mostraban diferencias estadísticamente significativas. Los valores de fuerza de flexión de rodilla utilizados como control tampoco mostraban diferencias significativas (**Tabla 3**).

## Discusión

El estudio nos muestra una reducción de la potencia de fuerza en la flexión de cadera del lado patológico, por el PFA. Los estudios previos de nuestro grupo encontraban una alteración también homolateral con mediciones con TMG en los mismos tipos de pacientes con patología femoroacetabular que requerían cirugía<sup>(7)</sup>. La forma de evaluación de los dos sistemas es diferente. La TMG permite evaluar músculos de forma aislada y superficiales. En el estudio con TMG citado<sup>(7)</sup>, se podía evaluar la funcionalidad del recto femoral, glúteo mayor y aductor medio. En dicho estudio se observaba una disminución de la capacidad contráctil del glúteo mayor, sin observar alteraciones en el recto femoral. La diferencia con el presente trabajo es que la medición con dinamómetro es mucho más funcional y evalúa la fuerza global de ese movimiento y no un músculo aislado. Es por ello que es capaz de detectar la pérdida de fuerza de la flexión de cadera, ya que no solo se evalúa el recto femoral, sino también el psoas iliaco<sup>(7)</sup>.

Por el contrario, con la evaluación funcional de la extensión de cadera no somos capaces de detectar una alteración del lado patológico, lo que sí se observa evaluando el glúteo mayor con TMG. Es muy posible que al evaluar el músculo más importante de la extensión de cadera obtengamos una lectura mucho más fina que evaluando de forma global el movimiento de extensión, que puede estar compensado por la fuerza de otros músculos que contribuyen a dicho movimiento<sup>(7)</sup>.

**Tabla 3. Valores de la dinamometría**

	Lado	Promedio	DE	Valor de p
Flexión cadera	Lesionado	93,66 N	44,92	0,029
	No lesionado	112,85 N	45,73	
Rotación interna	Lesionado	91,74 N	29,16	0,860
	No lesionado	92,74 N	29,60	
Rotación externa	Lesionado	115,41 N	48,79	0,331
	No lesionado	125,03 N	50,12	
Abducción	Lesionado	109,04 N	36,37	0,317
	No lesionado	118,13 N	39,11	
Aducción	Lesionado	87,02 N	32,51	0,990
	No lesionado	88,72 N	35,00	
Extensión cadera	Lesionado	103,00 N	42,79	0,499
	No lesionado	108,02 N	41,28	
Flexión rodilla	Lesionado	176,09 N	72,89	0,473
	No lesionado	186,23 N	75,00	

Resultados de los datos de dinamometría (media de 3 medidas), en el lado sano y del lado de la patología del pinzamiento, con medias y desviación estándar (DE), y el valor de p tras el test comparativo de medias. Valores en newtons (N)

Existe una correlación entre la patología artrósica y por PFA de cadera y los niveles de atrofia muscular, llegando al 37% de asimetría del glúteo mayor<sup>(1,7-8)</sup>. Existen además déficits de entre un 13 y un 34% en los músculos glúteo medio y menor<sup>(1)</sup>. La falta de uso y, por tanto, del estímulo nervioso es la causa principal de la atrofia<sup>(27)</sup>. Esto se debe sobre todo a la inhibición por la presencia de dolor, la alteración biomecánica, la reducción de la actividad física o a una combinación de varias de estas causas. La presencia de dolor musculoesquelético se asocia a una inhibición de la actividad muscular, demostrada en modelos experimentales, por la reducción en las unidades motoras y su reclutamiento, reduciendo la fuerza de las fibras<sup>(28-30)</sup>. Es por ello que se considera que la presencia de dolor y las alteraciones musculoesqueléticas se producen porque se altera el reclutamiento de las unidades motoras y la producción de fuerza<sup>(28,29)</sup>.

La función del glúteo mayor es básicamente la extensión de cadera<sup>(15)</sup>, pero también participa en la abducción de la misma, manteniendo la esta-

bilidad de la articulación<sup>(31)</sup>. Por ello, cuando se produce una atrofia del glúteo mayor, también se contribuye a una alteración del patrón de marcha por la alteración de esta estabilización<sup>(32)</sup>.

El glúteo medio y el menor son importantes estabilizadores del patrón de marcha<sup>(33)</sup>. El glúteo menor participa de forma importante en la prevención del desplazamiento lateral y superior de la cabeza femoral y, por tanto, su atrofia puede acarrear una mayor sobrecarga en la parte anterior de la cadera, produciendo dolor y una mayor inestabilidad<sup>(34,35)</sup>. La pérdida de fuerza en el patrón de marcha reduce la fuerza del paso y esto reduce el estímulo de las fibras musculares, retroalimentando el circuito que favorece una mayor pérdida

de fuerza<sup>(1,32,36)</sup>. De una forma automática, el paciente tiende a realizar sus actividades diarias con la extremidad contralateral, favoreciendo por tanto una asimetría biomecánica<sup>(1,37,38)</sup>.

El uso de TMG ha permitido no solo evaluar de una forma objetiva la atrofia del glúteo mayor, observando una asimetría que corresponde al lado afecto por el PFA<sup>(7)</sup>, sino también nos ha servido para evaluar cómo va mejorando a lo largo de un año a medida que el paciente se recupera<sup>(8)</sup>.

Respecto el uso de dinamómetros manuales para la evaluación de la fuerza muscular, existen diferentes factores que favorecen su utilización. Uno de los más evidentes es la facilidad de uso, por su portabilidad, ya que todos los elementos que lo componen pesan menos de 1 kg, no requieren un largo encendido (*setup*), ya que normalmente basta con encenderlos, suelen ser económicos (entre 800 y 1.500 \$)<sup>(21,39)</sup>, pudiendo incorporarlos a las rutinas de exploración clínica, y los resultados que presentan son altamente reproducibles por diferentes medidores<sup>(40-42)</sup>. Esta facilidad para su uso ha permitido diferentes

**Tabla 4. Flexión de cadera**

Autor	Hombre	DE	Mujer	DE
Andrews <sup>(46)</sup>	205,9-161 N <sup>a</sup>	58-41,5 <sup>a</sup>	134,6-101,8 N <sup>a</sup>	28,7-21,1 <sup>a</sup>
Wang <sup>(47)</sup>	111,72 N	28,42	77,42 N	19,6
Thorborg <sup>(26)</sup>	212,6 N <sup>b</sup>		38,4 <sup>b</sup>	
Thorborg <sup>(50)</sup>	275,7 N	62,6	280,4 N	56,4
Serie propia <sup>c</sup>	93,66 N (112,85 N) <sup>b</sup>		44,92 (45,73) <sup>b</sup>	

Resultados de los parámetros de flexión de cadera de las series revisadas en comparación con la serie propia. <sup>a</sup> Muestra el rango de los parámetros de la serie de Andrews<sup>(46)</sup> que diferenciaba por estratos de edad, sexo y dominancia; <sup>b</sup> estas series no diferenciaban entre sexos; <sup>c</sup> en la serie propia incluimos el valor del lado patológico y entre paréntesis el valor del lado sano. Valores en newtons (N)

**Tabla 5. Abducción de cadera**

Autor	Hombre	DE	Mujer	DE
Andrews <sup>(46)</sup>	303,4-239,8 N <sup>a</sup>	66,8-54 <sup>a</sup>	251,2-160,7 N <sup>a</sup>	54-35,8 <sup>a</sup>
Wang <sup>(47)</sup>	96,04 N	39,2	74,48 N	20,58
McKay <sup>(48)</sup>	170,7/124,8 N <sup>b</sup>	43,9/32,8 <sup>b</sup>	113,1/83,8 N <sup>b</sup>	32,4/23,5 <sup>b</sup>
Thorborg <sup>(26)</sup>	128,9 N <sup>c</sup>	25 <sup>c</sup>		
Thorborg <sup>(50)</sup>	164,2 N	33,5	160,4 N	33,5
Serie propia <sup>d</sup>	109,04 N (118,13 N) <sup>b</sup>	36,37 (39,11) <sup>b</sup>		

Resultados de los parámetros de abducción de cadera de las series revisadas en comparación con la serie propia. <sup>a</sup> Muestra el rango de los parámetros de la serie de Andrews<sup>(46)</sup> que diferenciaba por estratos de edad, sexo y dominancia; <sup>b</sup> esta serie incluía resultados en edades jóvenes (20 a 60 años) y mayores de 60 años (entre paréntesis); <sup>c</sup> estas series no diferencian entre sexos; <sup>d</sup> en la serie propia incluimos el valor del lado patológico y entre paréntesis el valor del lado sano. Valores en newtons (N)

**Tabla 6. Flexión de rodilla (control)**

Autor	Hombre	DE	Mujer	DE
Andrews <sup>(46)</sup>	250,7-206,4 N <sup>a</sup>	60,4-37 <sup>a</sup>	169,5-136,9 N <sup>a</sup>	46,3-34,1 <sup>a</sup>
Wang <sup>(47)</sup>	105,84 N	22,54	71,54 N	20,58
Thorborg <sup>(50)</sup>	308,9 N	74,7	296,5 N	62,6
Serie propia	176,09 N (186,23 N) <sup>b</sup>		72,89 N (75 N) <sup>b</sup>	

Resultados de los parámetros de flexión de rodilla de las series revisadas en comparación con la serie propia. <sup>a</sup> Muestra el rango de los parámetros de la serie de Andrews<sup>(46)</sup> que diferenciaba por estratos de edad, sexo y dominancia; <sup>b</sup> esta serie no diferenciaban entre sexos. En la serie propia incluimos el valor del lado patológico y entre paréntesis el valor del lado sano. Valores en newtons (N)

trabajos para evaluar tanto la rodilla<sup>(43)</sup> como la cadera<sup>(13,23,44)</sup>. El uso de dinamómetros demostró desde mediados del siglo XX su superioridad con respecto a los métodos manuales simples<sup>(40,45)</sup>. Los dinamómetros manuales pueden detectar déficits del 20 al 25% de los músculos que no

son detectados con métodos manuales, llegando al 50% en músculos como los extensores de rodilla<sup>(45)</sup>.

En las Tablas 4 a 6 se observan agrupados los resultados de las diferentes series revisadas y la serie propia respecto a la flexión, la abducción y la extensión de cadera. Se pueden observar diferencias obvias entre los diferentes estudios. Estas diferencias están justificadas por diferentes variables. Existen diferencias muy evidentes en cuanto a sexo, a dominancia y a edad. Es por ello que una de las limitaciones que encontramos en nuestro estudio es la falta de estratificación respecto a esas variables. Otra muy significativa es la comparación de poblaciones deportistas, voluntarios sanos no deportistas y la serie propia, que son pacientes con patología FAI o PFA. Es lógico pensar que los parámetros de nuestra serie sean claramente inferiores al resto por la alteración del patrón de marcha que la propia patología incide en estos grupos musculares.

Respecto a la extensión, es importante señalar que, de la misma forma que los estudios con TMG mostraban alteraciones significativas en los parámetros del glúteo mayor<sup>(7-8)</sup>, tanto los valores del lado sano como

los del patológico son claramente inferiores a las series revisadas de voluntarios sanos. La alteración de la marcha no solamente afecta el lado afectado, sino que el lado sano se ve influenciado negativamente por una falta de actividad y normalidad en la marcha.

El estudio de Andrews<sup>(46)</sup> recogió los valores normales de grupos de voluntarios sanos de entre 50 y 79 años, diferenciando por décadas, sexo y dominancia. Presentó varios grupos musculares, de los que nos interesan la fuerza de flexión de cadera, la abducción de cadera y la flexión de rodilla (Tablas 4 a 6). La estratificación en esas variables muestra importantes diferencias, por lo que podemos inferir que la serie propia puede contener limitaciones por la falta de dicha estratificación. Este dato resulta más obvio cuando observamos que la variable que sirve de control para la patología de cadera (flexión de rodilla en serie propia) es en efecto un valor muy en consonancia con el resto de las series observadas (Tabla 6).

El estudio de Wang<sup>(47)</sup> mostró en pacientes ancianos con una media de 76 años unas cifras de fuerza en pacientes voluntarios que se muestran en las Tablas 4 a 7.

Los datos del estudio de Wang<sup>(47)</sup> son muy similares a los encontrados en nuestra serie, respecto a los datos de cadera (Tablas 4 a 7). Los datos de flexión de rodilla son claramente superiores en nuestra serie (Tabla 6). Esto nos indica que la población con alteración patológica de su cadera en forma de PFA genera tal déficit de fuerza en los músculos analizados que son comparables a la población mayor, en este caso con una media de 76 años del estudio de Wang<sup>(47)</sup>. Por el contrario, los datos de flexión de rodilla tomados en nuestra serie de forma paralela como controles muestran unas cifras el doble de las de la serie de Wang<sup>(47)</sup>.

**Tabla 7. Extensión de cadera**

Autor	Hombre	DE	Mujer	DE
Wang <sup>(47)</sup>	93,1 N	32,34	67,62 N	26,46
Thorborg <sup>(26)</sup>	259,5 N <sup>a</sup>	38,7 <sup>a</sup>		
Thorborg <sup>(50)</sup>	259,5 N	61,7	259,1 N	50,4
Serie propia <sup>b</sup>	103 N (108,02 N) <sup>a</sup>	42,79 (41,28) <sup>a</sup>		

Resultados de los parámetros de **extensión** de cadera de las series revisadas en comparación con la serie propia. <sup>a</sup> Estas series no diferencian entre sexos; <sup>b</sup> en la serie propia incluimos el valor del lado patológico y entre paréntesis el valor del lado sano. Valores en newtons (N)

**Tabla 8. Rotación interna de cadera**

Autor	Hombre	DE	Mujer	DE
McKay <sup>(48)a</sup>	217,7/169,7 N	62,4/55	136,1/108,4 N	44,6/33,8
Thorborg <sup>(26)</sup>	117,3 N <sup>b</sup>	20,6 <sup>b</sup>		
Bloom <sup>(51)</sup>	149,15 N <sup>b</sup>	37,82 <sup>b</sup>		
Serie propia <sup>c</sup>	91,74 N (92,74 N) <sup>b</sup>	37,82 (33,41) <sup>b</sup>		

Resultados de los parámetros de **rotación interna** de cadera de las series revisadas en comparación con la serie propia. <sup>a</sup> Se incluyen los valores estratificados por edad: jóvenes de 20 a 59 años y por encima de 60 años; <sup>b</sup> estas series no diferencian entre sexos; <sup>c</sup> en la serie propia incluimos el valor del lado patológico y entre paréntesis el valor del lado sano. Valores en newtons (N)

**Tabla 9. Rotación externa de cadera**

Autor	Hombre	DE	Mujer	DE
McKay <sup>(48)a</sup>	169,4/125,5 N	45,8/33,9	100,7/76,3 N	44,6/33,8
Thorborg <sup>(26)</sup>	135,5 N <sup>b</sup>	36,4 <sup>b</sup>		
Bloom <sup>(51)</sup>	132,49 N <sup>b</sup>	32,04 <sup>b</sup>		
Serie propia <sup>c</sup>	115,41 N (125,03 N) <sup>b</sup>	48,79 (50,12) <sup>b</sup>		

Resultados de los parámetros de **rotación externa** de cadera de las series revisadas en comparación con la serie propia. <sup>a</sup> Se incluyen los valores estratificados por edad: jóvenes de 20 a 59 años y por encima de 60 años; <sup>b</sup> estas series no diferencian entre sexos; <sup>c</sup> en la serie propia incluimos el valor del lado patológico y entre paréntesis el valor del lado sano. Valores en newtons (N)

El estudio de McKay<sup>(48)</sup> sobre 1.000 voluntarios sanos nos deja unos datos separados por sexo y estratificados por edad. En la misma línea, son valores mucho mayores que los obtenidos en nuestra serie, aunque deben estratificarse por sexo y nivel deportivo. También debe tenerse en cuenta que la serie estudiada en nuestro trabajo se trata de pacientes con presencia de dolor y, por tanto, alteración de su rutina de la vida diaria (Tablas 5, 8 y 9).

Respecto a los grupos con patología de base, los estudios de dinamometría en población es-

table afecta de enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC) mostraron datos de 195,6 N (desviación estándar -DE-: 93,29) en abducción de cadera (Tabla 5)<sup>(49)</sup>. Estas cifras son claramente superiores a la abducción de nuestra serie. Esto puede ser debido a que la población de nuestra serie presenta lesión en la cadera y, por tanto, puede ser lógico pensar que tienen disminuido su potencia muscular. La afección por EPOC no tiene por qué afectar este grupo muscular.

El estudio de Thorborg<sup>(26)</sup> realizado sobre deportistas mostró los resultados que muestran las Tablas 4, 5 y 7 a 9. Los datos que presenta son todos ellos claramente superiores a nuestra serie. Los pacientes presentados son similares a nuestra serie en actividad y edad, y los datos de fuerza de los diferentes grupos musculares muestran cifras claramente superiores a las de la serie con PFA. Incluso los datos de aducción son claramente superiores (146,2 N -DE: 23- vs. 87,02 N -DE: 32,5- en nuestra serie).

Otro estudio del mismo grupo con pacientes voluntarios deportistas mostró también unas cifras musculares superiores a las de nuestra serie, incluso con resultados de flexión de rodilla claramente altos, que corresponden a deportistas activos<sup>(50)</sup> (Tablas 4 a 7).

Respecto las rotaciones de la cadera, encontramos el estudio de Bloom<sup>(51)</sup> sobre 34 individuos voluntarios sanos que mostraron unos índices de fuerza en rotación externa e interna claramente superiores a nuestra serie, por lo que parece coherente pensar que ambos movimientos se ven disminuidos por el efecto de la patología en la cadera (Tablas 8 y 9).

Si hablamos de población deportista y patología de cadera, debemos recordar diversos estudios que relacionaban el *groin pain* con la fuerza muscular, donde se encontraba una correlación con la pérdida de fuerza aductora<sup>(52-55)</sup>. El estudio de Raftn con futbolistas de alto nivel mostró, sin embargo, que el dolor de cadera con una evolución mínima de 6 semanas producía pocos cambios en las mediciones de dinamometría, mostrando únicamente una disminución de la fuerza flexora de cadera<sup>(30)</sup>. Incluso es difícil encontrar en este tipo de pacientes, de alto nivel deportivo, diferencias de fuerza en función de su dominancia<sup>(56)</sup>.

El comportamiento muscular en presencia de patología articular puede en ocasiones parecerse paradójico. En pacientes con patología patelofemoral comparados con un grupo control se ob-

servaron datos de mayor rotación de cadera en el grupo afecto de lesión de rodilla, seguramente por la alteración del patrón de la marcha. Estos hechos deben tenerse en cuenta al evaluar los resultados obtenidos en las dinamometrías, sobre todo cuando los grupos antagonistas no estén compensados y su relación sea muy diferente a 1/1<sup>(57)</sup>.

Los estudios observados muestran una clara diferencia entre sexos<sup>(46,58)</sup>. Estudios sobre la fuerza de la musculatura abductora han evidenciado diferencias significativas en función del sexo del evaluado e influencia de la edad y de los deportes que realizan<sup>(59)</sup>.

Incluso, los estudios de dinamometría han relacionado la debilidad muscular de los abductores con la lumbalgia, el síndrome de la cintilla iliotibial, el síndrome doloroso patelofemoral o la rotura del ligamento cruzado anterior<sup>(59)</sup>.

El presente trabajo presenta ciertas limitaciones que deben tenerse en cuenta. Primero, no se ha realizado una selección ni estratificación entre los pacientes a valorar, ni respecto a la edad, ni respecto al sexo, ni respecto al nivel deportivo. Este aspecto es importante, ya que, como hemos visto en los diferentes trabajos publicados<sup>(26,46-51)</sup>, estos parámetros influyen de forma importante en los resultados de la dinamometría manual. Por tanto, es muy recomendable ampliar este estudio teniendo en cuenta estos datos para poder observar diferencias significativas en los valores medidos. Segundo, existe una limitación asociada al método de medición. Con los dinamómetros podemos valorar grupos funcionales y en dicho movimiento pueden participar grupos musculares diferentes. En los casos como los presentes que padecen patologías que alteran sus patrones de marcha y de fuerza, pueden llegar a compensar con otros grupos musculares y, por tanto, perder información de la realidad de cada grupo muscular. Tercero, no se ha tenido en cuenta el tiempo de evolución de la patología de cadera de estos pacientes. Es lógico pensar que los pacientes que lleven largos periodos de evolución dolorosa pueden tener más déficits y alteraciones de los patrones de la marcha que puedan ser detectados por nuestras mediciones.

## Conclusiones

En conclusión, podemos afirmar que la dinamometría manual nos permite detectar disminucio-

nes de fuerza del grupo flexor de la cadera del lado lesionado en casos de PFA clínico, previos a su cirugía.

### Responsabilidades éticas

**Conflicto de interés.** Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

**Financiación.** Este trabajo ha sido financiado con la ayuda de una beca de investigación 2018 de la AEA.

**Protección de personas y animales.** Los autores declaran que los procedimientos seguidos se conformaron a las normas éticas del Comité de Experimentación Humana responsable y de acuerdo con la Asociación Médica Mundial y la Declaración de Helsinki.

**Confidencialidad de los datos.** Los autores declaran que han seguido los protocolos de su centro de trabajo sobre la publicación de datos de pacientes.

**Derecho a la privacidad y consentimiento informado.** Los autores han obtenido el consentimiento informado de los pacientes y/o sujetos referidos en el artículo. Este documento obra en poder del autor de correspondencia.

### Bibliografía

1. Zacharias A, Green RA, Semciw A, English DJ, Kapakoulakis T, Pizzari T. Atrophy of hip abductor muscles is related to clinical severity in a hip osteoarthritis population. *Clin Anat*. 2018 May;31(4):507-13.
2. Cross M, Smith E, Hoy D, Nolte S, Ackerman I, Fransen M, et al. The global burden of hip and knee osteoarthritis: estimates from the Global Burden of Disease 2010 study. *Ann Rheum Dis*. 2014;73:1323-30.
3. Kellgren J, Lawrence J. Radiological assessment of osteoarthritis. *Ann Rheum Dis*. 1957;16:494-502.
4. Beck M, Kalhor M, Leunig M, Ganz R, Surgeon O. Hip morphology influences the pattern of damage to the acetabular cartilage. Femoroacetabular impingement as a cause of early osteoarthritis of the hip. *J Bone Joint Surg Br*. 2005 Jul;87(7):1012-8.
5. Ganz R, Leunig M, Leunig-Ganz K, Harris WH. The Etiology of Osteoarthritis of the Hip. *Clin Orthop Relat Res*. 2008;466(2):264-72.
6. Beck M, Leunig M, Parvizi J, Boutier V, Wyss D, Ganz R. Anterior femoroacetabular impingement: part II. Mid-term results of surgical treatment. *Clin Orthop Relat Res*. 2004 Jan;(418):67-73.
7. Seijas R, Alentorn-Geli E, Álvarez-Díaz P, Marín M, Ares O, Sallent A, et al. Gluteus maximus impairment in femoroacetabular impingement: a tensiomyographic evaluation of a clinical fact. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2016;Jun;136(6):785-9.
8. Seijas R, Marín M, Rivera E, Alentorn-Geli E, Álvarez-díaz P, Cugat R. Gluteus maximus contraction velocity assessed by tensiomyography improves following arthroscopic treatment of femoroacetabular impingement. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2018 Mar;26(3):976-82.
9. Hölmich P, Hölmich LR, Bjerg AM. Clinical examination of athletes with groin pain: an intraobserver and interobserver reliability study. *Br J Sports Med*. 2004;38(4):446-51.
10. Zhang Y, Jordan J. Epidemiology of osteoarthritis. *Clin Geriatr Med*. 2010;26:355-69.
11. Bedson J, Croft P. The discordance between clinical and radiographic knee osteoarthritis: a systematic search and summary of the literature. *BMC Musculoskelet Disord*. 2008;9:116.
12. Litwic A, Edwards M, Dennison E, Cooper C. Epidemiology and burden of osteoarthritis. *Br Med Bull*. 2013;105:185-99.
13. Nepple JJ, Goljan P, Briggs KK, Garvey SE, Ryan M, Philippon MJ. Hip Strength Deficits in Patients With Symptomatic Femoroacetabular Impingement and Labral Tears. *Arthroscopy*. 2015;31(11):2106-11.
14. Casartelli N, Maffuletti N, Item-Glatthorn J, Staehli S, Bizzini M, Impellizzeri F, et al. Hip muscle weakness in patients with symptomatic femoroacetabular impingement. *Osteoarthr Cart*. 2011;19:816-21.
15. Wilson J, Ferris E, Heckler A, Maitland L, Taylor C. A structure review of the role of gluteus maximus in rehabilitation. *New Zeal J Physiother*. 2005;33:95-100.
16. Neumann D. Kinesiology of the hip: a focus on muscular actions. *J Orthop Sport Phys Ther*. 2010;40:82-94.
17. Poultsides L, Bedi A, Kelly B. An algorithmic approach to mechanical hip pain. *HSS J*. 2012;8:213-24.
18. Tibor L, Sekiya J. Differential diagnosis of pain around the hip joint. *Arthroscopy*. 2008 Dec;24(12):1407-21.
19. Khanna V, Caragianis A, Diprimio G, Rakhra K, Beaulé P. Incidence of hip pain in a prospective cohort of asymptomatic volunteers: is the cam deformity a risk factor for hip pain? *Am J Sport Med*. 2014;42:793-7.
20. Dwyer M, Stafford K, Mattacola C, Uhl T, Giordani M. Comparison of gluteus medius muscle activity during functional tasks in individuals with and without osteoarthritis of the hip joint. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2013;28:757-61.

21. Maffiuletti NA. Assessment of Hip and Knee Muscle Function in Orthopaedic Practice and Research. *J Bone Jt Surg Am.* 2010 Jan;92(1):220-9.
22. Click Fenter P, Bellow JW, Pitts TA, Kay RE. Reliability of stabilised commercial dynamometers for measuring hip abduction strength: a pilot study. *Br J Sports Med.* 2003;37(4):331-4.
23. Krause DA, Schlagel SJ, Stember BM, Zoetewey JE, Holman JH. Influence of Lever Arm and Stabilization on Measures of Hip Abduction and Adduction Torque Obtained by Hand-Held Dynamometry. *Arch Phys Med Rehabil.* 2007;88(1):37-42.
24. Mentiplay BF, Perraton LG, Bower KJ, Adair B, Pua YH, Williams GP, et al. Assessment of lower limb muscle strength and power using hand-held and fixed dynamometry: a reliability and validity study. *PLoS One.* 2015;10(10):1-18.
25. Lu YM, Lin JH, Hsiao SF, Liu MF, Chen SM, Lue YJ. The relative and absolute reliability of leg muscle strength testing by a handheld dynamometer. *J Strength Cond Res.* 2011;25(4):1065-71.
26. Thorborg K, Petersen J, Magnusson SP, Hölmich P. Clinical assessment of hip strength using a hand-held dynamometer is reliable. *Scand J Med Sci Sport.* 2010;20(3):493-501.
27. Loureiro A, Mills P, Barrett R. Muscle weakness in hip osteoarthritis: a systematic review. *Arthritis Care Res.* 2013;65(3):340-52.
28. Tucker K, Butler J, Graven-Nielsen T, Riek S, Hodges P. Motor unit recruitment strategies are altered during deep-tissue pain. *J Neurosci.* 2009 Sep 2;29(35):10820-6.
29. Henriksen M, Rosager S, Aaboe J, Graven-Nielsen T, Bliddal H. Experimental knee pain reduces muscle strength. *J Pain.* 2011;12(4):460-7.
30. Rafn BS, Tang L, Nielsen MP, Branci S, Hölmich P, Thorborg K. Hip Strength Testing of Soccer Players with Long-Standing Hip and Groin Pain: What are the Clinical Implications of Pain during Testing? *Clin J Sport Med.* 2016;26(3):210-5.
31. Markze M, Longhill J, Rasmussen S. Gluteus Maximus Muscle Function and the Origin of Hominid Bipedality. *Am J Phys Anthr.* 1988;77:519-28.
32. Constantinou M, Barrett R, Brown M, Mills P. Spatial-temporal gait characteristics in individuals with hip osteoarthritis: a systematic literature review and meta-analysis. *J Orthop Sport Phys Ther.* 2014;44:291-7.
33. Gottschalk F, Kourosch S, Leveau B. The functional anatomy of tensor fasciae latae and gluteus medius and minimus. *J Anat.* 1989;166:179-89.
34. Beck M, Sledge J, Gautier E, Dora C, Ganz R. The anatomy and function of the gluteus minimus muscle. *J Bone Joint Surg Br.* 2000;82:358-63.
35. Lewis C, Sahrman S, Moran D. Anterior hip joint force increases with hip extension, decreased gluteal force, or decreased iliopsoas force. *J Biomech.* 2007;40:3725-31.
36. Semciw A, Green R, Murley G, Pizzari T. Gluteus minimus: an intramuscular EMG investigation of anterior and posterior segments during gait. *Gait Posture.* 2014;39:822-6.
37. Arokoski M, Haara M, Helminen H, Arokoski J. Physical function in men with and without hip osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004;85:574-81.
38. Vissers M, Bussmann J, de Groot I, Verhaart J, Reijman M. Walking and chair rising performed in the daily life situation before and after total hip arthroplasty. *Osteoarthritis Cartil.* 2011;19:1102-7.
39. Wilson GJ, Murphy AJ. The use of isometric tests of muscular function in athletic assessment. *Sport Med.* 1996;22(1):19-37.
40. Bohannon RW. Test-retest reliability of hand-held dynamometry during a single session of strength assessment. *Phys Ther.* 1986;66(2):206-9.
41. Bohannon RW, Andrews AW. Interrater reliability of hand-held dynamometry. *Phys Ther.* 1987;67(6):931-3.
42. Ieiri A, Tushima E, Ishida K, Inoue M, Kanno T, Masuda T. Reliability of measurements of hip abduction strength obtained with a hand-held dynamometer. *Physiother Theory Pract.* 2015;31(2):146-52.
43. Bohannon R. Measuring knee extensor muscle strength. *Am J Phys Med Rehabil.* 2001;80(1):13-8.
44. Roy MAG, Doherty TJ. Reliability of hand-held dynamometry in assessment of knee extensor strength after hip fracture. *Am J Phys Med Rehabil.* 2004;83(11):813-8.
45. Beasley WC. Influence of method on estimates of normal knee extensor force among normal and postpolio children. *Phys Ther Rev.* 1956 Jan;36(1):21-41.
46. Andrews AW, Thomas MW, Bohannon RW. Normative values for isometric muscle force measurements obtained with hand-held dynamometers. *Phys Ther.* 1996;76(3):248-59.
47. Wang CY, Olson SL, Protas EJ. Test-retest strength reliability: hand-held dynamometry in community-dwelling elderly fallers. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002;83(6):811-5.
48. McKay MJ, Baldwin JN, Ferreira P, Simic M, Vanicek N, Burns J. Normative reference values for strength and flexibility of 1, 000 children and adults. *Neurology.* 2017;88:36-43.
49. O'Shea SD, Taylor NF, Paratz JD. Measuring Muscle Strength for People With Chronic Obstructive Pulmonary Disease: Retest Reliability of Hand-Held Dynamometry. *Arch Phys Med Rehabil.* 2007;88(1):32-6.

50. Thorborg K, Bandholm T, Hölmich P. Hip- and knee-strength assessments using a hand-held dynamometer with external belt-fixation are inter-tester reliable. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2013 Mar;21(3):550-5.
51. Bloom N, Cornbleet SL. Hip rotator strength in healthy young adults measured in hip flexion and extension by using a hand-held dynamometer. *PM R.* 2014;6(12):1137-42.
52. Crow JF, Pearce AJ, Veale JP, VanderWesthuizen D, Coburn PT, Pizzari T. Hip adductor muscle strength is reduced preceding and during the onset of groin pain in elite junior Australian football players. *J Sci Med Sport.* 2010 Mar;13(2):202-4.
53. Malliaras P, Hogan A, Nawrocki A, Crossley K, Schache A. Hip flexibility and strength measures: reliability and association with athletic groin pain. *Br J Sports Med.* 2009 Oct 15;43(10):739-44.
54. Nevin F, Delahunt E. Adductor squeeze test values and hip joint range of motion in Gaelic football athletes with longstanding groin pain. *J Sci Med Sport.* 2014 Mar;17(2):155-9.
55. Thorborg K, Branci S, Nielsen MP, Tang L, Nielsen MB, Hölmich P. Eccentric and Isometric Hip Adduction Strength in Male Soccer Players With and Without Adductor-Related Groin Pain. *Orthop J Sport Med.* 2014 Feb 14;2(2):232596711452177.
56. Prendergast N, Hopper D, Finucane M, Grisbrook TL. Hip adduction and abduction strength profiles in elite, sub-elite and amateur Australian footballers. *J Sci Med Sport.* 2016;19(9):766-70.
57. Magalhaes E, Silva APM, Sacramento SN, Martin RL, Fukuda TY. Isometric strength ratios of the hip musculature in females with patellofemoral pain: a comparison to pain-free controls. *J Strength Cond Res.* 2013;27(8):2165-70.
58. Ramskov D, Pedersen MB, Kastrup K, Lønbro S, Jacobsen JS, Thorborg K. Normative values of eccentric hip abduction strength in novice runners: an equation adjusting for age and gender. *Int J Sport Phys Ther.* 2014;9(1):68-75.
59. Bittencourt NF, Santos TR, Gonçalves GG, Coelho AP, Gomes BG, Mendonça LM, et al. Reference values of hip abductor torque among youth athletes: Influence of age, sex and sports. *Phys Ther Sport.* 2016;21(2016):1-6.