

Fiabilidad de la medición de la fuerza del hombro mediante dinamómetro estabilizado

Toledo García S, Juan Carpena G, Santonja Medina F, Martínez Martínez F.

Introducción

La patología músculo-esqueléticas que afecta al hombro representa una significativa causa de morbilidad. En atención primaria de nuestro país, esta patología afecta a una quinta parte de la población y aumentan con la edad, alcanzando la máxima prevalencia en el grupo de 50 a 59 años (25,9%). La evaluación de la fuerza del hombro es necesaria para una correcta valoración clínica pues aporta información esencial para determinar el estatus funcional, planear el programa de rehabilitación y documentar la efectividad del tratamiento quirúrgico o médico. Por ello, es necesario determinar la fuerza de los principales movimientos del hombro.

El test de referencia en la evaluación clínica del hombro es el test de Constant-Murley (TCM) - (Constant y Murley, 1987). Es el método más utilizado en Europa, sin embargo, su validez nunca ha sido probada, y la falta de estandarización ha hecho que muchos estudios se cuestionen sus cualidades psicométricas poniendo en duda su fiabilidad y sensibilidad. El parámetro que más se ha criticado desde la aparición del test por su carencia de estandarización ha sido la medición de la fuerza, que ha dado lugar a múltiples interpretaciones.

La determinación de la fuerza mediante la prueba muscular manual (manual muscle testing) es rechazada por su subjetividad y falta de fiabilidad. Los dinamómetros de fuerza isocinética (considerados el patrón oro) tienen alta fiabilidad, sin embargo, no se utilizan en la clínica por su elevado coste y difícil manejo. Así, es necesario una técnica que sea objetiva, económica y versátil, además de ser fiable y válida.

Los dinamómetros portátiles (dinamometría tipo hand-held -HHD-) son el sistema que más se acerca a este objetivo por ser pequeños, fáciles de usar y relativamente baratos. Estos han sido utilizados para evaluar la fiabilidad de la fuerza de las rotaciones. Hayes et al. obtienen buena fiabilidad empleando un Spring Scale y un dinamómetro HHD en abducción a 90º, RE, RI, y adducción, pero recomiendan elegir el sistema HHD si se requiere información específica para todos los componentes del manguito rotador, dada la limitación del Spring Scale para emplearse en ciertas posiciones. Otros autores también demuestran una alta fiabilidad con estos dispositivos, aunque señalan algunos inconvenientes. En algunas posiciones, es difícil mantener el dinamómetro estable y perpendicular a la articulación evaluada (disminuyendo la fiabilidad). En ocasiones, la fuerza del examinador es insuficiente para ejercer resistencia, siendo vencido por el sujeto examinado. Para intentar solventar estos problemas, algunos autores han estudiado la fiabilidad de la fuerza de la RE y RI con un dinamómetro portátil tipo HHD asociado a un dispositivo estabilizador (tubo de PVC) –Kolber et al.- o a un sistema de sujeción externo (cinturón y mango de succión de vidrio) –Holt et al.- obteniendo una fiabilidad excelente.

No obstante, no se han encontrado estudios que empleen dispositivos estabilizadores o sistemas de sujeción externos asociados a dinamómetros portátiles HHD para valorar la fiabilidad de la medición de la fuerza en abducción, siendo este el movimiento con mayor relevancia clínica en la evaluación funcional del hombro.

Objetivo

El objetivo de este estudio es determinar la fiabilidad de la medición de la fuerza del hombro en abducción a 90º, 0º y rotaciones externa e interna mediante un dinamómetro digital asociado a un dispositivo estabilizador.

	ICC (3,k) (IC95%)	SEM (%SEM)	MCD95 (%MCD)	ICC (3,1) (IC 95%)	SEM (%SEM)	MCD95 (%MCD)
Obs 1						
Abd 0º	0,91 (0,85-0,94)	0,14 (0,86)	0,39 (2,39)	0,76 (0,66-0,84)	0,22 (1,37)	0,62 (3,80)
Abd 90º	0,94 (0,90-0,96)	0,04 (0,47)	0,12 (1,30)	0,84 (0,76-0,89)	0,07 (0,77)	0,20 (2,14)
Rot. Externa	0,94 (0,90-0,96)	0,08 (0,68)	0,21 (1,88)	0,84 (0,76-0,89)	0,12 (1,10)	0,35 (3,06)
Rot. Interna	0,93 (0,89-0,96)	0,12 (1,00)	0,33 (2,79)	0,82 (0,73-0,88)	0,19 (1,63)	0,53 (4,53)
Obs 2						
Abd 0º	0,89 (0,82-0,93)	0,29 (1,83)	0,82 (5,07)	0,73 (0,61-0,82)	0,46 (2,87)	1,28 (7,95)
Abd 90º	0,96 (0,94-0,98)	0,04 (0,46)	0,10 (1,26)	0,90 (0,85-0,94)	0,06 (0,76)	0,17 (2,12)
Rot. Externa	0,95 (0,92-0,97)	0,05 (0,49)	0,14 (1,36)	0,86 (0,79-0,91)	0,08 (0,81)	0,24 (2,23)
Rot. Interna	0,95 (0,91-0,97)	0,15 (1,11)	0,41 (3,08)	0,85 (0,77-0,91)	0,24 (1,83)	0,68 (5,08)

Tabla 2
Análisis Intraobservador

	ICC (2,K) (IC 95%)	SEM (%SEM)	MCD 95 (%MCD)	ICC (2,1) (IC95%)	SEM (%SEM)	MCD95 (%MCD)
Abd 0º	0,95 (0,92-0,97)	0,14 (0,89)	0,40 (2,47)	0,75 (0,67-0,83)	0,31 (1,94)	0,87 (5,38)
Abd 90º	0,97 (0,95-0,98)	0,10 (1,18)	0,29 (3,28)	0,84 (0,75-0,90)	0,24 (2,70)	0,65 (7,49)
Rot. Externa	0,97 (0,96-9,81)	0,08 (0,76)	0,23 (2,09)	0,85 (0,78-0,90)	0,19 (1,74)	0,53 (4,83)
Rot. Interna	0,96 (0,93-0,98)	0,20 (1,61)	0,56 (4,46)	0,80 (0,70-0,88)	0,45 (3,62)	1,26 (10,04)

Tabla 3
Análisis interobservador

Material y Metodología

Método de medición

Se empleó el dinamómetro electrónico portátil Lafayette Manual Muscle Testing (Lafayette Instrument Company, Lafayette, Ind.) junto con un dispositivo estabilizador, compuesto por una carcasa de polipropileno que acopla el dinamómetro, una platina de acero y un tubo de aluminio telescópico con una base de polietileno. Este dispositivo se apoyaba en uno de los marcos de una puerta, colocándolo de tal forma que el sujeto siempre realizase la fuerza en un eje perpendicular al de su brazo.

Se midió la fuerza del hombro dominante en abducción a 0º y 90º, rotación externa (RE) y rotación interna (RI), con el sujeto en bipedestación (Imágenes 2 y 3). En una sesión cada sujeto era medido por las dos observadoras tras realizar un calentamiento. Con cada una realizaba tres intentos en las cuatro posiciones con el dinamómetro portátil y tres con el spring scale. Cada intento duraba un máximo de 5 segundos y se respetaba un intervalo de tiempo mínimo entre intentos para una misma posición de 1 minuto.

Se midió tres veces a cada sujeto según las recomendaciones de Hopkins. Los sujetos se citaron con un intervalo mínimo de cuatro días entre sesiones para evitar la fatiga. Esta investigación se ha diseñado siguiendo las directrices propuestas por Kottner et al. para la redacción de estudios de fiabilidad y acuerdo.

Características	Hombres	Mujeres	Total
	32 (58,2%)	23 (41,8%)	55
Edad (años)	25,50 ± 2,86	24,74 ± 2,65	25,80 ± 2,76
Talla (m)	1,77 ± 0,05	1,65 ± 0,05	1,72 ± 0,08
Peso (Kg)	75,63 ± 9,02	58,54 ± 6,89	68,49 ± 11,77
IMC	23,96 ± 2,83	21,45 ± 3,00	22,91 ± 3,14

Edad (años), talla (metros), peso (Kg) e IMC en términos de media ± desviación estándar.

Tabla 1

Muestra

Para determinar el tamaño de la muestra se tuvo en cuenta las recomendaciones de Atkinson y Nevill y Hopkins. Se reclutaron inicialmente 63 voluntarios sanos de edad comprendida entre 20 y 31 años. Los criterios de exclusión fueron ser menor de 18 años y la presencia de patología en el hombro dominante o secuelas de anteriores lesiones que limitaran la función normal. De los 63 sujetos, hubo 7 pérdidas por no completar las sesiones de medición. Las características antropométricas de los participantes se recogen en la Tabla 1.

Resultados

Análisis intraobservador

En el análisis de la varianza para medidas repetidas, no se observaron diferencias estadísticamente significativas salvo para los valores de la observadora 2 en abducción a 0º y en rotación interna (p<0,05) (Tabla 2).

Los resultados del análisis tipo medidas repetidas [ICC (3,k)] demostraron mejor fiabilidad que los del tipo medidas individuales [ICC (3,1)] en las cuatro posiciones y en ambas observadoras. Todos los ICC(3,k) fueron excelentes en ambas observadoras para todos los movimientos, con la excepción de la abducción a 0º de obs2 (0,89; fiabilidad buena). La fiabilidad relativa más alta fue de 0,95, alcanzada por la obs 2 en RI y RE. Con el ICC(3,1) la fiabilidad fue buena, observándose el resultado más bajo en abducción a 0º para obs 2 [ICC(3,1)=0,73] indicando fiabilidad moderada.

El rango del SEM y %SEM varió de 0,04 Kg -0,46%- (abducción a 90º obs2) a 0,46 Kg – 2,87%- [abducción a 0º obs2, análisis ICC(3,1)]. El mayor MDC (1,28 Kg) y %MDC (7,95%) se observó en posición de abducción a 0º por obs2 en el análisis de ICC(3,1).

Análisis interobservador

No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los observadores en el análisis t-Student, con excepción de la abducción a 90º en la sesión 3 (P<0,05) y en la RI en las sesiones 1 y 3 (P<0,05) (Tabla 3).

En el análisis ICC(2,k) los resultados fueron excelentes, alcanzándose en la RE un ICC de 0,97. En el análisis ICC(2,1) fueron buenos, excepto en la abducción a 0º (0,75; fiabilidad moderada). El SEM varió de 0,08 [ICC(2,k), RE] a 0,45 Kg [ICC(2,1), RI]. El rango del %SEM fue de 0,76% [ICC (2,k), RE] a 3,62% [ICC(2,1), RI]. Igualmente, el MDC y MDC% más alto se hallaron en la RI mediante el análisis ICC(2,1), MDC= 1,26 Kg; %MDC= 10,04%.

Conclusiones

La medición de la fuerza isométrica de abducción y rotaciones del hombro es más fiable cuando asociamos un dispositivo estabilizador al dinamómetro portátil, ya que se elimina el efecto que puede ejercer el observador al realizar resistencia contraria con su propia fuerza.

El dispositivo estabilizador facilita y estandariza el empleo de los dinamómetros portátiles para medir la fuerza en la práctica clínica.

Como limitaciones

La fuerza de las rotaciones se ha valorado con el brazo en posición 0º-90º, poco útil para deportistas que emplean la mano por encima del hombro. En próximos estudios se debería probar la fiabilidad de este método en pacientes sintomáticos, utilizarse la posición 90º-90º (más aplicable al ámbito deportivo) y calcular un factor corrector que transforme el valor de la fuerza de abducción de 0º a 90º para aquellos pacientes que no consigan una abducción a 90º.