



## Evaluación in vivo de la estabilidad de hombro durante push-ups usando plataformas de fuerza en adultos jóvenes

*In-vivo stability shoulder assessment during push-ups using force plates in young adults*

Ramírez-Pérez, L<sup>1,2ABCD</sup>; Cuesta-Vargas, AI<sup>1,2,3AEF</sup>, ...

<sup>1</sup> Departamento de Fisioterapia, Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad de Málaga, España, [lrp@uma.es](mailto:lrp@uma.es) [acuesta@uma.es](mailto:acuesta@uma.es)

<sup>2</sup> Instituto de Investigación Biomédica de Málaga (IBIMA, Plataforma BIONAND), Grupo Clinimetría F-14, España, [lrp@uma.es](mailto:lrp@uma.es) [acuesta@uma.es](mailto:acuesta@uma.es)

<sup>3</sup> Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad Tecnológica de Queensland (QUT), Australia, [acuesta@uma.es](mailto:acuesta@uma.es)

Responsabilidades. (A Diseño de la investigación; B Recolector de datos; C Redactor del trabajo; D Tratamiento estadístico; E Apoyo económico; F Idea original y coordinador de toda la investigación)

Recibido el 9 de septiembre de 2025

Aceptado el 13 de diciembre de 2025

DOI: 10.24310/riccafd.14.3.2025.22268

**Correspondencia:** Laura Ramírez-Pérez. [lrp@uma.es](mailto:lrp@uma.es)

### RESUMEN

Objetivo: El objetivo principal fue describir la fuerza y los parámetros cinéticos del hombro durante diferentes variantes de push-up, así como determinar en qué medida las variables derivadas de plataformas de fuerza se asocian con la estabilidad del hombro.

Métodos: Treinta y seis adultos sanos y físicamente activos fueron reclutados en este estudio transversal. Los participantes realizaron tres variantes de push-up en plataformas de fuerza, así como dos pruebas de fuerza del deltoides medio y el pectoral mayor usando un dinamómetro manual. El estudio se centró en las siguientes variables de resultado: pico máximo de fuerza, tiempo al pico de fuerza, tasa de desarrollo de fuerza, fuerza vertical ejercida en las plataformas de fuerza, y desplazamiento del centro de presiones en los ejes lateral y anteroposterior.

**Resultados:** Se observó una correlación de moderada a muy fuerte entre la fuerza de reacción del suelo y la estabilidad en el eje anteroposterior ( $R = 0.450 - 0.989$ ,  $p < 0.05$ ), lo que permitió establecer modelos de regresión lineal para estimar la estabilidad usando esta variable. Sin embargo, no se encontró una relación estadísticamente significativa entre la fuerza de reacción del suelo y el desplazamiento en el eje lateral ( $p > 0.05$ ). En cuanto a las variables dinamométricas, la fuerza del deltoides mostró una correlación directa con la fuerza de reacción del suelo ( $R = 0.365 - 0.770$ ,  $p < .001$ ), convirtiéndolo en un músculo clave en el manejo de la inestabilidad de hombro. Estas correlaciones permitieron desarrollar modelos predictivos estadísticamente significativos ( $p > 0.001$ ).

**Conclusiones:** Las plataformas de fuerza proporcionan información útil para la evaluación del hombro en términos de control postural durante tareas funcionales. Sin embargo, se requiere más investigación para determinar su relación específica con la estabilidad glenohumeral.

**PALABRAS CLAVE:** estabilidad, hombro, plataformas de fuerza, push-up, in vivo.

## ABSTRACT

**Objective:** The main aim was to describe shoulder strength and kinetic parameters during different variations of push-ups, as well as to determine the extent to which force-platform-derived variables are associated with shoulder stability.

**Methods:** Thirty-six healthy active adults were recruited in this cross-sectional study to perform three variations of push-ups on force plates as well as two strength tests focused on the lateral deltoid and pectoralis major using a hand-held dynamometer. The study was focused on the following outcome variables: peak force, time to peak, rate of force development, vertical force exerted on force plates, and center of pressure displacement in the lateral and anteroposterior axes.

**Results:** The outcomes showed a moderate to very strong relationship between ground reaction force and stability in the anteroposterior axis ( $R = 0.450-0.989$ ,  $p < 0.05$ ), allowing the establishment of linear regression models to estimate stability using this variable. Nonetheless, the relationship of ground reaction force with the displacement in the lateral axis was not statistically significant ( $p > 0.05$ ). As for dynamometric characteristics, deltoid strength showed a direct relationship with the ground reaction force ( $R = 0.365 - 0.770$ ,  $p < .001$ ), thereby becoming a key muscle in shoulder instability assessment. These correlations allowed the establishment of predictive regression models ( $p < .001$ ).

**Conclusions:** Force platforms provide useful information for assessing the shoulder in terms of postural control during functional tasks. However, further

research is needed to determine if these parameters could be related to glenohumeral stability.

**KEY WORDS:** stability, shoulder, force plates, push-ups, in vivo

## INTRODUCCIÓN

El complejo articular del hombro comprende cinco articulaciones diferentes que están formadas por una compleja red de huesos y tejidos blandos que permiten el desarrollo de muchas de las actividades de la vida diaria[1]. Comúnmente, el hombro se ha definido como la articulación en la que existe un perfecto equilibrio entre movilidad y estabilidad[2]. Aunque no hay consenso en cuanto a la definición de estabilidad glenohumeral[3], la definición más aceptada en la actualidad alude al mantenimiento de la alineación de la cabeza humeral en la cavidad glenoidea, mediada por una adecuada coordinación entre los estabilizadores dinámicos y estáticos durante el movimiento[4].

Con respecto a esto, numerosos autores han decidido analizar los factores que pueden influenciar la aparición de inestabilidad de hombro, determinando que esta lesión puede deberse a factores no modificables como la edad, el sexo, y la morfología glenoidea, y a factores modificables, destacando la fuerza muscular del manguito rotador[5]. Considerando este hecho, el dinamómetro se ha alzado como una herramienta fiable para la evaluación de la fuerza de hombro en movimientos analíticos, y estos datos junto con la cinemática escapular han sido usados para estimar la estabilidad glenohumeral con precisión[6], pero es necesario comprobar qué tipo de dinamómetro usar para la tarea evaluada ya que la fiabilidad de esta herramienta es muy diferente en función del tipo de dinamómetro usado[7]. Sin embargo, este tipo de evaluación se usa para movimientos analíticos únicamente, y numerosos autores han demostrado que la estabilidad del hombro depende más de los factores funcionales que de los problemas estructurales[8], y para dicho análisis, las pruebas funcionales dan información muy útil, pero son datos subjetivos[9].

En cuanto a la evaluación objetiva del hombro, los sistemas de captura de movimiento tridimensionales han demostrado ser la herramienta más usada, pero solo permite la determinación de parámetros cinéticos sin tener en cuenta la fuerza, que es un parámetro clave. Además, son sistemas muy caros, lo que no permite la posibilidad de ser usado en el entorno clínico[10]. No obstante, otras herramientas como la electromiografía de alta densidad, los transductores lineales de velocidad o las plataformas de fuerza se están alzando como herramientas útiles para la evaluación articular durante ejercicios dinámicos[11]. En este aspecto, las plataformas de fuerza han incrementado su presencia en el entorno clínico, debido a su facilidad de uso y su adaptabilidad a diferentes tareas de evaluación[12]. Esta herramienta es muy común en la evaluación del miembro inferior[13], pero raramente se usan para evaluar el miembro superior a pesar de haber demostrado su fiabilidad en esta región anatómica[14].

En la evaluación funcional, el push-up se ha descrito como una tarea compleja que implica todos los tejidos periarticulares del hombro. En este contexto, la estabilidad se define como la capacidad del complejo del hombro para mantener una posición controlada frente a una carga axial, cuantificada mediante el desplazamiento del centro de presiones [15]. Además, esta tarea se puede analizar no solo con electromiografía y sistemas de captura de movimiento tridimensionales, sino también con plataformas de fuerza[16]. No obstante, no se puede determinar su fiabilidad ya que no existen descripciones de la estabilidad de hombro en sujetos sanos durante este tipo de tareas[17].

Por estas razones, el objetivo de este estudio fue cubrir ese hueco en la literatura científica, describiendo la fuerza y los parámetros cinéticos del hombro durante diferentes variantes de push-up en adultos activos sanos. Asimismo, se pretendió analizar las diferencias entre sexos y desarrollar modelos de regresión para estimar la estabilidad a partir de variables obtenidas mediante plataformas de fuerza.

## MATERIAL Y METODOS

### Diseño del estudio y participantes

Este fue un estudio transversal en el que la fuerza, la fuerza de reacción del suelo y el desplazamiento del centro de presiones fue evaluado en adultos activos sanos.

Este estudio obtuvo la aprobación ética con número de registro 1311-M1-23, y reclutó treinta y seis adultos. Además, se respetaron los principios de la Declaración de Helsinki, y los investigadores garantizaron la calidad según su definición en las normas DIN ISO 9000 (DIN, 2015).

En cuanto a los criterios de inclusión, los participantes tenían que ser personas de más de 18 años, diestros, con un índice de masa corporal en el rango de normopeso (18.5 – 24.9), firmar el consentimiento informado, y llevar a cabo actividad física regular, entendiendo esto como el cumplimiento de más de 150 minutos semanales de actividad física moderada, según las recomendaciones de actividad física para adultos jóvenes de la Organización Mundial de la Salud[18]. Los participantes informaron sus niveles de actividad física mediante una breve entrevista en la que se les preguntaba por horas semanales de actividad física moderada e intensa. Se excluyeron aquellos sujetos que a pesar de cumplir con los criterios de elegibilidad, presentaban alguna barrera lingüística o cultura, habían sufrido alguna lesión del miembro superior en los últimos doce meses, o presentaban alguna patología concomitante o tratamiento subyacente que pudiese modificar su capacidad para realizar las pruebas físicas.

### Recolección de datos

Se usó un dinamómetro manual (K-Push, KINVENT, Montpellier, Francia) para recolectar los datos de fuerza isométrica durante la abducción de hombro con el paciente sentado, y durante un empuje frontal con el paciente también en

sedestación. Estas tareas se realizaron en ambos miembros superiores de forma alternativa. Esta herramienta se usó debido a su excelente fiabilidad (Coeficiente de Correlación Intraclass > 0.80) en la evaluación del hombro[19].

Además, se usaron plataformas de fuerza (ForceDecks, VALD Performance, Brisbane, Queensland, Australia) para evaluar el test de la plancha, el test de push-up estándar, y el test de push-up con salto, debido a su excelente fiabilidad (Coeficiente de Correlación Intraclass = 0.84 – 0.96) en tareas similares[20].

### **Procedimiento**

Los sujetos que cumplían los criterios de elegibilidad fueron citados para la firma del consentimiento informado y para realizar la evaluación.

Antes de comenzar el proceso de las pruebas, se realizó un protocolo de calentamiento basado en wall push-ups, y push-ups semi-inclinados usando un escritorio. En cada tarea, se realizaron cuatro series de quince repeticiones siguiendo esta progresión: baja velocidad en rango medio, baja velocidad en rango completo, alta velocidad en rango medio, y alta velocidad en rango completo. Entre series, los participantes descansaron durante noventa segundos, y después de cada ejercicio, descansaron durante tres minutos antes de comenzar con las mediciones.

Los pacientes fueron instruidos acerca de la técnica correcta para cada tarea, así como se les pidió evitar movimientos compensatorios y realizar la segunda tarea lo más rápido posible. Las posiciones requeridas durante la evaluación de cada push-up y los gráficos de ejemplo de la fuerza están representados en la Figura 1. Entre las diferentes tareas, los participantes descansaron durante tres minutos para evitar la influencia de la fatiga en la recolección de datos.

En cuanto al procedimiento específico de evaluación, se les pidió a los sujetos que se colocaran en una posición específica que consistió en mantener el cuerpo en tensión formando una línea recta entre la cabeza, los hombros, las caderas, las rodillas, y los pies. Las manos se colocaron a la anchura de los hombros, según la distancia biacromial, con los dedos mirando hacia el frente, siguiendo la línea del cuerpo. Y los pies se colocaron a la anchura de las caderas con los dedos tocando el suelo de forma perpendicular a los tobillos.

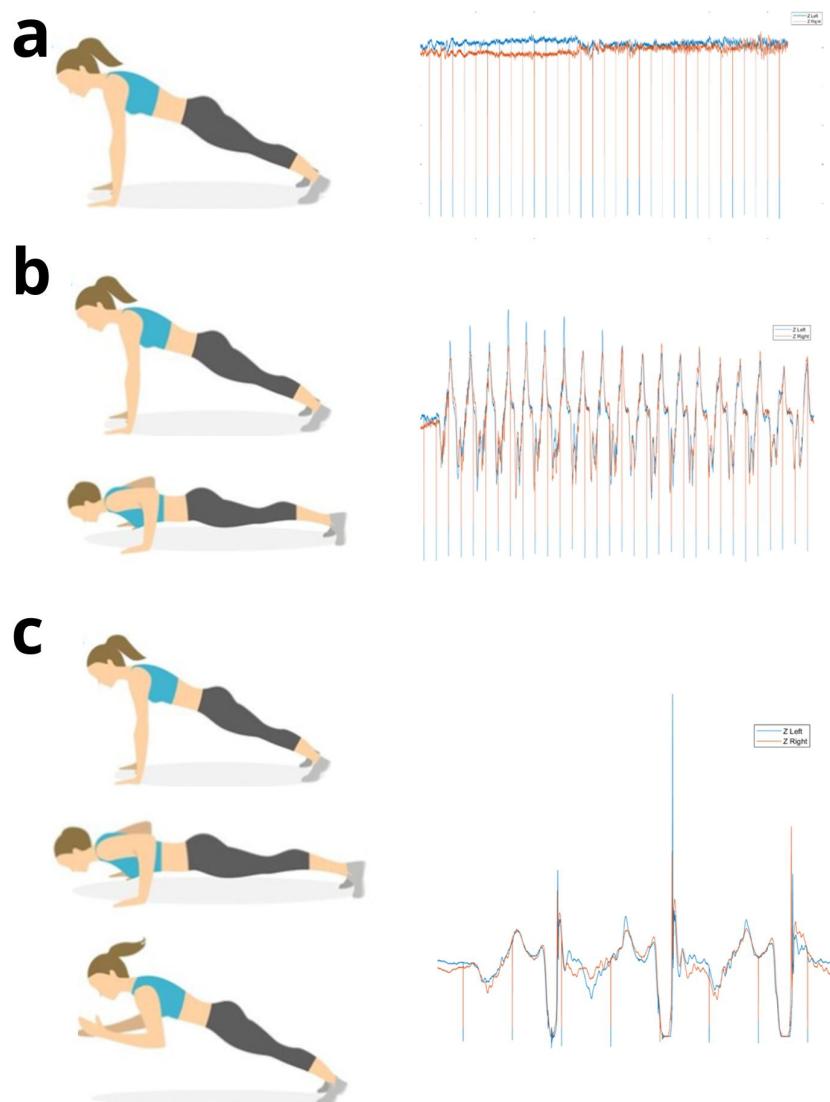
Esta posición inicial fue la misma para las tres variantes de push-up:

- Test de plancha: consistió en mantener la posición de inicio durante treinta segundos. Los participantes fueron instruidos para tratar de mantener el cuerpo lo más estable posible.
- Test de push-up estándar: se basó en hacer los máximos push-ups posibles durante treinta segundos. Para esta tarea los participantes fueron instruidos para que flexionasen el codo hasta los 90° y recuperasen la posición inicial. Además, se les pidió que evitasen

movimientos de la columna, la pelvis, y las rodillas para asegurar que no había compensaciones.

- Test de push-up con salto: se basó en realizar tres push-ups consecutivos lo más rápido posible, pero separando las manos de las plataformas de fuerza después de la fase concéntrica de cada push-up. Los participantes fueron instruidos para elevar ambas manos al mismo tiempo.

El orden de ejecución de las variantes de push-up fue aleatorizado para evitar el sesgo de fatiga o aprendizaje.



**Figura 1. Variantes de push-up ejecutadas durante la evaluación.**  
a. Plancha; b. Push-up estándar; c. Push-up con salto

Los participantes realizaron una tarea de familiarización, y después, solo tenían una oportunidad para realizar el test, con el objetivo de evitar la influencia de la fatiga muscular. Los sujetos que no podían realizar el test, eran excluidos.

Después de realizar las tres pruebas, y descansar durante tres minutos, se les pidió que realizaran las siguientes tareas dinamométricas: abducción lateral isométrica máxima y empuje frontal isométrico máximo durante 5 segundos (Figura 2). Los sujetos realizaron una tarea de familiarización, y después tenían que realizar una serie de tres repeticiones de cinco segundos por tarea, descansando quince segundos entre repeticiones, y tres minutos entre ambas tareas.



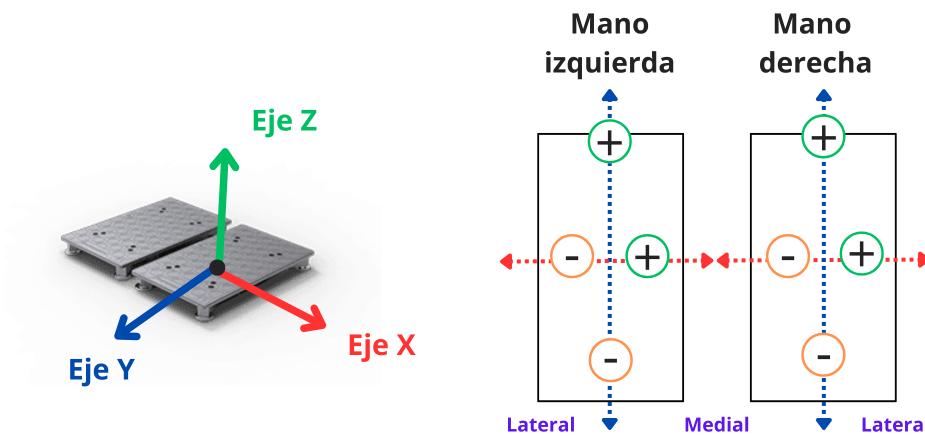
**Figura 2. Tareas dinamométricas y posición del paciente.**

### Procesamiento de datos

Los datos dinamométricos procedentes del K-Push fueron recolectados usando el software Kinvent Physio App. Por otro lado, los datos de las plataformas de fuerza se recogieron usando la aplicación ForceDecks App. Tras dicha recolección de datos, los datos de las plataformas de fuerza se analizaron usando un código de programación propio en MATLAB (MathWorks Inc., Englewood Cliffs, NJ).

En cuanto a las variables extraídas por el dinamómetro, estas fueron el pico de fuerza, la fuerza media, el tiempo al pico de fuerza, y la tasa de fuerza desarrollada (RFD).

En cuanto a las variables extraídas por las plataformas de fuerza, estas fueron la fuerza de reacción del suelo (Z), entendida como el pico de fuerza neto[21] en la plancha, y el pico neto de fuerza durante la fase de empuje tanto en el push-up estándar como en el push-up con salto. Asimismo, se midió el desplazamiento del centro de presiones tanto en el eje anteroposterior (Y), como en el eje lateral (X) (Figura 3). De cada variable se extrajeron los valores máximos y medios. Además, se anotó el número de push-ups ejecutados durante la segunda tarea.



**Figura 3. Ejes de las plataformas de fuerza de acuerdo al análisis.**

#### Análisis estadístico

En cuanto a la estadística, los datos descriptivos (media y desviación estándar) fueron calculados para cada variable. Además, se realizó un análisis estratificado por sexo. Igualmente, se hizo un análisis de correlación de Pearson entre los valores obtenidos con el dinamómetro manual y los datos obtenidos con las plataformas de fuerza.

Se establecieron los siguientes criterios de interpretación para el coeficiente de Pearson de acuerdo a los puntos de corte publicados previamente en la literatura científica[22]:

- Correlación insignificante: entre 0 y 0.10.
- Correlación débil: entre 0.10 y 0.39.
- Correlación moderada: entre 0.40 y 0.69.
- Correlación fuerte: entre 0.70 y 0.89.
- Correlación muy fuerte: entre 0.90 y 1.00.

De forma añadida, se calculó un modelo de estimación ANOVA usando un análisis de regresión lineal multivariante para intentar establecer ecuaciones predictivas, considerando la fuerza de reacción del suelo como la variable independiente, y el desplazamiento del centro de presiones como la variable dependiente.

El software Jamovi 2.4.11. se usó para todos los análisis estadísticos previamente mencionados.

## RESULTADOS

La muestra total ( $N = 36$ ) estuvo compuesta por 19 hombres (52.8%) y 17 mujeres (47.2%) con una edad media de  $21.3 \pm 3.78$ .

### Análisis descriptivo de los datos dinamométricos

La Tabla 1 resume el análisis descriptivo de los datos de fuerza extraídos con el dinamómetro a través de las dos pruebas realizadas en ambos miembros superiores, incluyendo la media, y la desviación estándar de cada valor. En cuanto a la fuerza del deltoides, se observaron diferencias estadísticamente significativas entre sexos con mayores valores entre los hombres, tanto en el pico de fuerza como en la fuerza media ( $p < 0.01$ ). Sin embargo, estas diferencias no fueron relevantes en la fuerza del pectoral ( $p = 0.23 - 0.46$ ). Asimismo, estas diferencias tampoco se observaron en el tiempo al pico de fuerza ( $p = 0.10 - 0.60$ ). Además, en relación con la tasa de fuerza desarrollada (RFD), las diferencias solo se observaron en el deltoides izquierdo ( $p = 0.04$ ), y no en el derecho ( $p = 0.74$ ), ni en el pectoral izquierdo ni derecho ( $p = 0.41 - 0.96$ ).

### Análisis descriptivo de los datos de las plataformas de fuerza

La Tabla 2 muestra el análisis descriptivo del pico de fuerza de reacción del suelo (eje Z), y del desplazamiento medio del centro de presiones anteroposterior (eje Y) y lateral (eje X), incluyendo la media, y la desviación estándar, así como un análisis estratificado por sexo de las tres pruebas realizadas en las plataformas de fuerza. Asimismo, se muestra en la tabla el número de push-ups ejecutados en la segunda tarea, observando una diferencia significativa con mayores valores entre los hombres ( $p < 0.01$ ). De la misma forma, en relación con la fuerza vertical (eje Z), esta fue significativamente mayor en los hombres ( $p < 0.01$ ) en todas las pruebas realizadas. Además, en cuanto al desplazamiento del centro de presiones en el eje anteroposterior, se hallaron diferencias significativas en el miembro superior izquierdo durante el push-up con salto ( $p = 0.04$ ) pero no en la plancha ni en el push-up estándar, ni tampoco en el miembro superior derecho durante el push-up con salto ( $p = 0.18 - 0.52$ ). Sin embargo, en relación con el desplazamiento en el eje lateral, esta variable no mostró diferencias entre hombres ni mujeres en ninguna de las pruebas ( $p = 0.10 - 0.82$ ).

### Relación entre medidas de dinamometría y plataformas de fuerza

La Tabla 3 muestra el análisis de regresión de las relaciones halladas entre las variables dinamométricas y las de las plataformas de fuerza. En cuanto a la fuerza de reacción del suelo (eje Z) se halló una relación directamente proporcional con la fuerza del deltoides en las tres tareas ( $p < 0.05$ ). Además, se halló una relación inversamente proporcional entre la fuerza vertical (eje Z) en el miembro superior derecho durante el push-up con salto, y el tiempo al pico de fuerza en el pectoral mayor derecho ( $p < 0.05$ ). De forma añadida, en cuanto al

desplazamiento del centro de presiones en el eje anteroposterior (eje Y), se halló una relación inversamente proporcional bilateral de esta variable durante la plancha y el push-up con salto con respecto al tiempo al pico de fuerza del pectoral mayor del lado derecho ( $p < 0.05$ ). Además, se observó una relación directa entre el desplazamiento en el eje anteroposterior (eje Y) durante el push-up con salto, y la fuerza del deltoides ( $p < 0.05$ ). Por otro lado, el desplazamiento lateral (eje X) mostró una relación inversa durante el push-up con salto con respecto a la fuerza del deltoides ( $p < 0.05$ ). Finalmente, el número de push-ups ejecutados en la prueba de push-up estándar, mostró una relación directa con la fuerza del deltoides ( $p < 0.01$ ).

#### **Relación entre la fuerza de reacción del suelo y el desplazamiento del centro de presiones durante las variantes de push-up**

La Tabla 4 muestra las relaciones halladas entre la fuerza de reacción del suelo (eje Z), y el desplazamiento del centro de presiones (eje X y eje Y), destacando los análisis más relevantes en negrita. Por un lado, en cuanto al desplazamiento lateral (eje X), esta variable mostró una correlación insignificante o débil inversamente proporcional y no significativa con respecto a la fuerza vertical ( $p > 0.05$ ). Esta correlación no se observó en el miembro superior derecho durante el push-up con salto. Por otro lado, en cuanto al desplazamiento anteroposterior (eje Y), se observó una relación entre moderada y muy fuerte, directamente proporcional y estadísticamente significativa con respecto a la fuerza vertical en todas las pruebas ( $p < 0.05$ ). Estas correlaciones no solo estuvieron presente en el análisis intra-tarea sino también en las posibles correlaciones entre la fuerza vertical ejercida en una tarea y la estabilidad del centro de presiones evaluada en otra tarea, pero solo fueron consistentes en relación al desplazamiento anteroposterior (eje Y).

#### **Factores que explican el desplazamiento anteroposterior del centro de presiones**

La Tabla 5 resume los seis modelos de regresión calculados. Tres de ellos estimaron el desplazamiento anteroposterior (eje Y) del centro de presiones a partir de la fuerza de reacción del suelo ( $p < .001$ ;  $f^2 = 0.83, 8.79, 1.48$ ); otro estimó esa misma variable durante el push-up estándar, usando el pico de fuerza isométrica durante la abducción lateral ( $p < .001$ ;  $f^2 = 1.92$ ); otro estimó ese mismo desplazamiento del centro de presiones, pero usando la fuerza de reacción del suelo del push-up con salto ( $p < .001$ ;  $f^2 = 1.58$ ); y el último estimó el número de push-ups ejecutados durante la segunda tarea usando el desplazamiento anteroposterior (eje Y) del centro de presiones durante el push-up con salto ( $p = 0.01$ ;  $f^2 = 0.31$ ). Los valores de  $f^2$  de Cohen indican que todos los modelos presentan una gran relevancia clínica, a excepción del sexto modelo, reflejando la fuerte relación entre las variables predictoras y los resultados.

#### **Hallazgos que respaldan la validez de las plataformas de fuerza**

Los hallazgos que respaldan la validez de las plataformas de fuerza se muestran en las Tablas 3, 4 y 5. Concretamente, en la Tabla 3, la validez viene soportada por la correlación significativa entre la fuerza del deltoides y el desplazamiento anteroposterior del centro de presiones ( $p < 0.05$ ) indica que la

plataforma refleja variaciones en la estabilidad asociadas a la fuerza muscular del hombro medida con un instrumento validado. Asimismo, en la Tabla 4 la correlación significativa entre la fuerza de reacción del suelo y el desplazamiento anteroposterior del centro de presiones ( $p < 0.05$ ), indicando que mayores fuerzas de reacción se asocian con menores desplazamientos, refleja la capacidad de la plataforma para proporcionar mediciones relevantes de control postural y estabilidad del hombro. Finalmente, en la Tabla 5, los modelos de regresión, especialmente los 3 primeros, muestran que la fuerza de reacción del suelo medida con la plataforma de fuerza es capaz de explicar entre un 60% y un 90% de la variabilidad del desplazamiento del centro de presiones, lo que respalda la validez de las plataformas para predecir o estimar la estabilidad del hombro entendida como capacidad de control postural.

Tabla 1. Análisis descriptivo estratificado por sexo de la fuerza medida con dinamómetro.

Músculo	Pico de fuerza		Test	Fuerza media		Test	Tiempo al pico		Test	RFD		Test
	H	M		H	M		H	M		H	M	
DELTOIDES IZQUIERDO	10.8 (2.44)	7.73 (1.24)	F = 28.49 P < 0.01	9.43 (2.15)	6.69 (1.02)	F = 28.52 P < 0.01	2.18 (1.19)	1.97 (1.11)	F = 0.32 P = 0.58	29.9 (18.5)	18.6 (10.1)	F = 4.77 P = 0.04
DELTOIDES DERECHO	11.6 (2.40)	8.28 (1.38)	F = 30.63 P < 0.01	9.69 (2.13)	6.96 (1.10)	F = 22.01 P < 0.01	2.34 (1.08)	2.15 (1.15)	F = 0.28 P = 0.60	15.0 (15.2)	15.7 (13.3)	F = 0.11 P = 0.74
PECTORAL MAYOR IZQUIERDO	18.9 (7.91)	15.9 (4.88)	F = 1.03 P = 0.32	15.8 (6.56)	13.7 (3.93)	F = 0.55 P = 0.46	2.27 (1.12)	2.79 (1.25)	F = 1.20 P = 0.28	42.0 (42.3)	24.8 (16.6)	F = 0.70 P = 0.41
PECTORAL MAYOR DERECHO	18.9 (7.39)	16.5 (4.96)	F = 0.90 P = 0.35	15.1 (5.80)	13.1 (4.21)	F = 1.47 P = 0.23	2.62 (1.39)	3.39 (1.21)	F = 2.80 P = 0.10	34.3 (35.3)	26.6 (21.3)	F = 0.00 P = 0.96

H: hombre; M: Mujer; F y P: pruebas estadísticas; RFD: tasa de fuerza desarrollada.

Unidades: Pico de fuerza: Newtons; Fuerza media: Newtons; Tiempo al pico: segundos; RFD: Newtons por segundo

Tabla 2. Análisis descriptivo estratificado por sexo de las variables de las plataformas de fuerza

TAREA	EJE/VARIABLE	LADO	RESULTADOS		TEST ESTADÍSTICO
			H	M	
PLANCHA	Z (Fuerza pico)	Izquierdo	284 (50.1)	225 (48.3)	F = 15.95; P < 0.01
		Derecho	276 (48.2)	225 (38.7)	F = 11.06; P < 0.01
	X (Desplazamiento lateral)	Izquierdo	-17.1 (10.7)	-14.0 (14.8)	F = 0.05; P = 0.82
		Derecho	31.1 (12.5)	31.1 (16.7)	F = 0.38; P = 0.54
	Y (Desplazamiento anteroposterior)	Izquierdo	-55.4 (16.7)	-60.4 (15.0)	F = 0.41; P = 0.52
		Derecho	-58.5 (19.9)	-64.1 (19.7)	F = 0.93; P = 0.34
PUSH-UP ESTÁNDAR	Número de push-ups	Ambos	26.4 (5.61)	21.3 (4.73)	F = 9.90; P < 0.01
	Z (Fuerza pico)	Izquierdo	478 (112)	278 (43.2)	F = 63.11; P < 0.01
		Derecho	474 (104)	283 (42.5)	F = 65.58; P < 0.01
	X (Desplazamiento lateral)	Izquierdo	-22.2 (12.5)	-18.2 (20.4)	F = 0.38; P = 0.54
		Derecho	29.8 (13.5)	40.6 (20.4)	F = 2.92; P = 0.10
	Y (Desplazamiento anteroposterior)	Izquierdo	-54.8 (18.5)	-66.2 (23.0)	F = 1.51; P = 0.23
PUSH-UP CON SALTO	Z (Fuerza pico)	Right	-59.8 (19.4)	-67.6 (24.6)	F = 0.87; P = 0.36
		Izquierdo	981 (566)	555 (225)	F = 10.75; P < 0.01
		Derecho	850 (516)	589 (213)	F = 2.15; P = 0.15
	X (Desplazamiento lateral)	Izquierdo	-22.4 (9.89)	-14.1 (15.2)	F = 2.57; P = 0.12
		Derecho	32.3 (13.6)	32.2 (17.9)	F = 0.07; P = 0.79
	Y (Desplazamiento anteroposterior)	Izquierdo	-55.3 (17.9)	-70.6 (20.8)	F = 4.77; P = 0.04
		Derecho	-60.9 (16.3)	-73.1 (20.5)	F = 1.86; P = 0.18

H: hombre; M: Mujer; F y P: pruebas estadísticas.

Unidades: Z: Newtons; X: centímetros, Y: centímetros.

Tabla 3. Análisis de las correlaciones entre las variables dinamométricas y las de las plataformas de fuerza (R de Pearson).

TAREA	EJE	Pico de fuerza Deltoides Izquierdo	Pico de fuerza Deltoides Derecho	Tiempo al pico Deltoides Izquierdo	Tiempo al pico Deltoides Derecho	Pico de fuerza Pectoral Izquierdo	Pico de fuerza Pectoral Derecho	Tiempo al pico Pectoral Izquierdo	Tiempo al pico Pectoral Derecho
PLANCHAS	Z - Izquierda	0.599***	0.592***	-0.022	0.142	0.207	0.172	-0.164	-0.071
	Z - Derecha	0.690***	0.635***	0.167	0.132	0.128	0.155	-0.223	-0.186
	X - Izquierda	-0.261	-0.286	-0.211	-0.236	0.145	0.096	0.035	0.098
	X - Derecha	-0.018	0.070	0.250	0.140	-0.117	-0.164	0.127	-0.272
	Y - Izquierda	-0.040	0.165	-0.185	-0.227	0.183	0.226	-0.017	-0.403*
PUSH-UP ESTÁNDAR	Y - Derecha	-0.046	0.186	-0.036	-0.170	0.018	0.157	-0.082	-0.439**
	Push-up	0.490**	0.528***	-0.038	0.034	0.139	0.176	-0.127	-0.282
	Z - Izquierda	0.740***	0.770***	-0.027	0.135	0.130	0.155	-0.148	-0.186
	Z - Derecha	0.739***	0.769***	0.019	0.169	0.127	0.160	-0.168	-0.203
	X - Izquierda	-0.081	-0.121	-0.404*	0.140	-0.057	-0.053	-0.147	0.267
PUSH-UP CON SALTO	X - Derecha	-0.155	-0.124	0.421*	-0.119	-0.007	0.006	0.171	-0.162
	Y - Izquierda	0.216	0.264	-0.268	-0.199	0.152	0.195	-0.065	-0.197
	Y - Derecha	0.144	0.261	-0.266	-0.165	0.152	0.264	-0.134	-0.260
	Z - Izquierda	0.421*	0.599***	0.045	0.229	0.041	0.156	-0.210	-0.302
	Z - Derecha	0.365*	0.524**	0.155	0.229	0.017	0.135	-0.258	-0.346*
CON SALTO	X - Izquierda	-0.241	-0.344*	-0.183	0.171	-0.266	-0.235	-0.168	0.210
	X - Derecha	0.064	0.179	0.316	-0.083	0.074	0.087	0.056	-0.313
	Y - Izquierda	0.361*	0.478**	0.081	-0.093	0.087	0.288	-0.168	-0.359*
	Y - Derecha	0.232	0.431**	-0.036	-0.198	0.079	0.288	-0.135	-0.424*

\*p &lt; 0.05; \*\*p &lt; 0.01; \*\*\*p &lt; .001.

Tabla 4. Análisis de las correlaciones entre la fuerza vertical (Z) y la estabilidad del centro de presiones (X, Y) (R de Pearson).

TAREA	EJE	PLANCHAS				PUSH-UP ESTÁNDAR				PUSH-UP CON SALTO			
		X Izq	X Dch	Y Izq	Y Dch	X Izq	X Dch	Y Izq	Y Dch	X Izq	X Dch	Y Izq	Y Dch
PLANCHA	Z Izq	0.014	-0.188	0.871***	0.041	-0.096	-0.067	0.784***	0.317	0.221	0.043	0.806***	0.341*
	Dch	-0.177	0.098	0.989***	0.123	-0.288	0.148	0.783***	0.229	0.367*	0.209	0.812***	0.495**
PUSH-UP ESTÁNDAR	Z Izq	-0.316	0.003	0.832***	0.026	-0.144	-0.070	0.946***	0.450**	0.373*	0.171	0.867***	0.548***
	Z Dch	-0.303	0.013	0.850***	0.008	-0.142	-0.045	0.957***	0.481**	0.336***	0.178	0.885***	0.584***
PUSH-UP CON SALTO	Z Izq	-0.367*	0.107	0.451**	0.079	-0.007	0.107	0.499**	0.448**	-0.087	0.019	0.651***	0.652***
	Z Dch	-0.392*	0.239	0.322	0.149	-0.003	0.213	0.297	0.464**	-0.097	0.109	0.533***	0.706***

\*p &lt; 0.05; \*\*p &lt; 0.01; \*\*\*p &lt; .001.

Izq: izquierda; Dch: derecha.

Tabla 5. Modelos predictivos de estimación (balanceados por sexo).

MODELO	VARIABLE DEPENDIENTE	VARIABLES INDEPENDIENTES	ESTIMADOR	R	R <sup>2</sup>	AIC	BIC	RMSE	F	p	f <sup>2</sup> (Cohen)
# 1	<b>COPY – Izquierda [PLANCHAS]</b>	Constante	66.382	0.875	0.766	338	344	23.7	13.7	<.001	0.83
		Z Izquierda	0.708								
		SEXO: Mujer – Hombre	-10.382								
# 2	<b>COPY – Izquierda [PUSH-UP ESTÁNDAR]</b>	Constante	60.308	0.948	0.898	372	379	38.2	145	<.001	8.79
		Z Izquierda	0.800								
		SEXO: Mujer – Hombre	-22.229								
# 3	<b>COPY – Izquierda [PUSH-UP CON SALTO]</b>	Constante	296.370	0.773	0.598	419	425	72.7	24.5	<.001	1.48
		Z Izquierda	0.107								
		SEXO: Mujer – Hombre	-106.879								
<b>MODELOS MIXTOS ENTRE TESTS</b>											
# 4	<b>COPY – Izquierda [PUSH-UP ESTÁNDAR]</b>	Constante	254.2	0.811	0.657	416	422	69.9	31.6	<.001	1.92
		Pico de fuerza (Deltoides) – Izquierdo	17.3								
		SEXO: Mujer – Hombre	-128								
# 5	<b>COPY – Izquierda [PUSH-UP ESTÁNDAR]</b>	Constante	393.664	0.782	0.612	420	427	74.4	26	<.001	1.58
		Z Izquierda [PUSH-UP CON SALTO]	0.0496								
		SEXO: Mujer – Hombre	-160.965								
# 6	<b>Número de push-ups [PUSH-UP ESTÁNDAR]</b>	Constante	21.643	0.486	0.236	226	232	4.96	5.09	0.01	0.31
		COPY Izquierdo [PUSH-UP CON SALTO]	0.012								
		SEXO: Mujer – Hombre	-3.312								

## DISCUSIÓN

El presente estudio trató de comparar los resultados de fuerza obtenidos mediante plataformas de fuerza con los datos extraídos mediante dinamometría, así como establecer ecuaciones de estimación con el objetivo de predecir la estabilidad a partir de parámetros evaluados durante tareas de push-up en plataformas de fuerza. Hasta donde los autores saben, este es el primer estudio que ofrece una descripción completa de los parámetros cinéticos del hombro durante la evaluación de tres variantes distintas de push-up. Sin embargo, algunos autores previos habían usado las plataformas de fuerza para determinar los parámetros de fuerza y potencia[23].

### Hallazgos principales

El principal hallazgo de este estudio fue la correlación moderada, directamente proporcional y estadísticamente significativa entre la fuerza de reacción del suelo y el desplazamiento del centro de presiones en el eje anteroposterior; un hecho que podría venir explicado por la mayor capacidad de soporte del peso corporal en las manos en personas con unos niveles mayores de fuerza, como ya estableció Schilling et al[24] que detectó un mayor rendimiento en la prueba de estabilidad del miembro superior en cadena cinética cerrada en aquellos atletas sanos que presentaban una mayor fuerza isométrica en los músculos periarticulares del hombro. Considerando este hallazgo, se confirmó la hipótesis de usar las plataformas de fuerza para la evaluación del hombro, en concordancia con lo que habían establecido previamente otros autores, en relación con las articulaciones del miembro inferior, quienes ya habían puesto de manifiesto que es posible establecer diferentes umbrales de fuerza de reacción del suelo para estratificar pacientes en distintos niveles de severidad en cuanto a inestabilidad articular[25].

En relación con la fuerza del deltoides, esta fue significativamente mayor en los hombres, un hecho que concuerda con lo que establecieron Balcells-Diaz et al[26] en su estudio, que confirmó que existían diferencias entre sexos en los valores de fuerza isométrica en la abducción lateral de hombro. No obstante, dichas diferencias no se encontraron en el pectoral mayor, lo que concuerda con Wohlann et al[27], ni en el tiempo al pico de fuerza ya que la potencia es una variable que depende de la capacidad de reclutamiento de motoneuronas y de la sensibilidad al calcio, y estos factores no están estrictamente relacionados con el sexo[28]. Además, la falta de diferencias entre sexos podría venir explicado por el perfil de la población seleccionada y la tarea desarrollada, ya que el timing también se relaciona con el tipo de contracción, y algunos autores han revelado que en personas sanas hay valores similares de tiempo al pico de fuerza en tareas isométricas de corta duración, y que la detección de déficits en esta variable podría reflejar alteraciones del control neuromuscular[29].

En cuanto a la fuerza de reacción del suelo, las diferencias fueron significativas entre sexos. Este hecho se explica por la gran correlación entre la fuerza del deltoides y la fuerza de reacción del suelo, por lo que los hombres ejercieron una mayor fuerza vertical que las mujeres en todas las pruebas. Este

hallazgo en conjunción con el mayor número de push-ups ejecutados por los hombres en la segunda tarea confirmó la hipótesis lanzada en el estudio de Alizadeh et al[30] quien destacó que los push-ups suponían un mayor reto para las mujeres, apoyando la idea de la individualización en el diseño de programas de entrenamiento. Sin embargo, estas diferencias no se observaron en la estabilidad anteroposterior y lateral, lo que puede deberse a que la inestabilidad articular, en ausencia de lesiones o anomalías anatómicas, depende del control neuromuscular, independientemente del sexo del sujeto, como ya describieron previamente Salles et al[31].

Si continuamos hablando del desplazamiento del centro de presiones tanto en el eje Y como en el X, la tendencia general fue un desplazamiento posterior del eje de presiones, y un desplazamiento lateral hacia ambas manos durante las tres tareas. Este hecho podría venir explicado por la teoría de la fatiga, ya que al mover la carga posteriormente disminuye la demanda para los hombros, incrementando la carga en los pies como ya habían demostrado algunos autores[32,33], y el desplazamiento lateral provee una mayor base de soporte, facilitando las pruebas[34,35], debido a que de esta manera los pacientes aseguran que su centro de masa se localiza dentro de la base de soporte, en concordancia con los principios biomecánicos descritos por Shumway-Cook et al[36]. Estos hallazgos concuerdan con lo que encontraron Matthews et al[37] quienes hablaron de la pérdida de rendimiento en nadadores cuando estaban fatigados, y de la necesidad de introducir compensaciones para tratar de manejar dicha fatiga; unos resultados claramente relacionados con el propósito de este estudio ya que la detección de compensaciones en participantes sanos podría ayudar a establecer puntos de corte para distinguir la severidad de las afecciones del miembro superior, pues está ampliamente demostrado que la fatiga y los consecuentes cambios en los patrones de movimiento son los principales síntomas de las lesiones de hombro como la inestabilidad glenohumeral, causando un rendimiento menos efectivo y menos eficiente en tareas diarias y deportivas[38–40].

En relación con las correlaciones halladas entre la fuerza de reacción del suelo y el desplazamiento del centro de presiones en el eje lateral, se halló una relación inversa débil, confirmando que a mayor fuerza desarrollada, el desplazamiento del centro de presiones hallado era menor, un hecho apoyado por la hipótesis de que el decremento de desplazamiento lateral del centro de presiones se relaciona con una mayor eficiencia del movimiento según los principios físicos básicos[41], pero en este estudio, dicha relación no fue estadísticamente significativa. Este hallazgo, que contrasta con lo hallado en el eje anteroposterior, puede explicarse por el hecho de que en el contexto del push-up, el eje anteroposterior está fuertemente influido por la acción combinada del deltoides, el pectoral mayor y los principales estabilizadores escapulares[15], influyendo este aspecto en una mayor capacidad predictiva de estabilidad; mientras que el eje lateral se ve más afectado por factores como la separación de las manos, las asimetrías de apoyo y las estrategias compensatorias del tronco, lo que explica que el desplazamiento en dicho eje no se asocie necesariamente con el control postural y la estabilidad[33].

En cuanto a la selección de tests, las correlaciones fueron más claras y consistentes en el push-up estándar que en el push-up con salto. Dichas diferencias podrían venir explicadas por la hipótesis de que las tareas más fáciles son más precisas en la evaluación de la estabilidad de hombro, en concordancia con lo que establecieron Lehman et al[42], que hallaron que los ejercicios más inestables resultaban en una peor calidad de evaluación. Además, en términos de rehabilitación, esta hipótesis también es consistente pues previos autores como Youdas et al[43] encontraron que a pesar de que entrenar en superficies inestables podría ser beneficioso para la estabilidad articular, las tareas muy complejas deberían evitarse ya que podrían incrementar la probabilidad de sufrir lesiones relacionadas con la inestabilidad. Este hallazgo se confirmó en los modelos de regresión lineal donde los resultados se refieren al push-up estándar, pues se hallaron mejores resultados estadísticos en este test en comparación con la plancha y con el push-up con salto.

En relación con dichos modelos, este estudio demostró que los datos obtenidos con las plataformas de fuerza podían estimar de forma precisa el desplazamiento del centro de presiones en el eje anteroposterior, reforzando lo hallado por estudios previos[44]. Además, el desarrollo de modelos de regresión que usaban un test para predecir algunas variables de otro test podría ser muy útil en el entorno clínico ya que permitirían adaptar el protocolo de evaluación a los tests más factibles en lugar de realizar todas las pruebas, ahorrando tiempo y esfuerzo.

### **Implicaciones clínicas**

Considerando todos estos hallazgos, este estudio confirmó que los datos obtenidos de las plataformas de fuerza durante tareas de push-up podrían ser útiles en la evaluación del hombro, un hallazgo que presenta grandes implicaciones prácticas para clínicos y entrenadores. En primer lugar, permite que las plataformas de fuerza se conviertan en una herramienta precisa para la estimación indirecta de la estabilidad del miembro superior durante gestos deportivos de alta demanda, como el lanzamiento de balonmano, el servicio en tenis, o los movimientos por encima de la horizontal en la natación, donde el control glenohumeral es esencial[45]. No obstante, es necesario verificar estos hallazgos en personas que sufren de inestabilidad glenohumeral para determinar la validez y la fiabilidad de las plataformas de fuerza para dicho propósito, y si un futuro estudio confirma esta hipótesis, los parámetros obtenidos podrían ser usados para desarrollar un algoritmo de clasificación que sea capaz de estratificar sujetos en diferentes niveles de estabilidad para determinar el mejor momento para el retorno a la actividad deportiva y el porcentaje de riesgo de recaída, como ya han demostrado algunos autores en otras patologías, mediante modelos de machine learning[46]. Además, la evaluación propuesta podría ser incorporada en las evaluaciones de pretemporada que son muy comunes en los equipos profesionales de baloncesto y fútbol, con el objetivo de detectar compensaciones que puedan llevar a lesiones durante la temporada, o para usar dichos datos para los programas de entrenamiento usados durante la pretemporada con objeto de monitorizar las mejoras en fuerza y estabilidad de forma objetiva. Por ejemplo, si se encontrase un deportista con una distribución asimétrica de la carga durante el push-up o con un excesivo desplazamiento

anteroposterior, se le podrían prescribir ejercicios personalizados enfocados en el fortalecimiento de los estabilizadores escapulares o ejercicios de control motor que reducirían significativamente su riesgo de lesión en la época de competición[47].

Todas estas aplicaciones prácticas demuestran como el análisis biomecánico de variantes de push-up mediante plataformas de fuerza puede aportar información útil y con un gran potencial de transferencia al entorno clínico y deportivo.

## LIMITACIONES Y CAMINOS FUTUROS

La principal limitación de este estudio fue la gran heterogeneidad en la técnica de push-up. Para tratar de minimizar dicho factor de confusión, los participantes fueron instruidos en cuanto a la técnica correcta, así como a los ángulos de flexión y abducción de hombro, rango de movimiento, y otros parámetros relevantes. Otra limitación fue el perfil poblacional, ya que todos eran estudiantes universitarios físicamente activos, lo que podría limitar la validez externa del estudio y la generalización de los resultados a poblaciones con patología o a atletas de élite con demandas específicas. Por ello, los proyectos futuros deberían abordar otras poblaciones como deportistas de alto rendimiento, o pacientes que sufren inestabilidad de hombro después de completar su proceso de rehabilitación. No obstante, el hecho de incluir tres variantes de push-up desde la menos demandante a la más compleja podría ayudar al desarrollo de diferentes protocolos de evaluación para dichas investigaciones en función de la población seleccionada. Igualmente, el número de sujetos incluidos fue relativamente pequeño, lo que podría limitar el poder estadístico del estudio, motivo por el que se recomienda que los hallazgos se interpreten con cautela. Por este motivo, es necesario reclutar más participantes en futuras investigaciones para ser capaces de confirmar los resultados de este estudio. Finalmente, debido a que cada sujeto fue medido una sola vez, no fue posible calcular la fiabilidad intra-sesión del protocolo, por lo que futuros estudios deberían realizar esas medidas repetidas para reportar estos datos de fiabilidad.

Es por estas razones que es necesario desarrollar futuros proyectos en esta línea de investigación. A corto plazo, se debería validar las plataformas de fuerza en diferentes poblaciones y edades, poniendo el foco especialmente en las medidas de estabilidad, y determinar la fiabilidad del protocolo intra-sesión. A largo plazo, y una vez confirmada la robustez de los hallazgos de estos estudios, se debería poner el foco en el desarrollo de los algoritmos predictivos clínicos basados en dichas métricas, para estratificar a los individuos, y guiar los programas de rehabilitación. El último paso sería conseguir un algoritmo fiable para la toma de decisiones en cuanto al retorno al deporte y poder estimar el riesgo de recaída en esta fase.

## AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen a VALD Performance por prestar las plataformas de fuerza usadas por los investigadores durante la recolección de datos del presente estudio. Asimismo, los autores agradecen a la Universidad de Málaga por proveer de las facilidades necesarias para llevar a cabo el proyecto.

## CONFLICTO DE INTERESES

Los autores, su familia, y las fundaciones de investigación con las que están afiliados no recibieron ningún pago ni otros beneficios de ninguna entidad comercial relacionada con el sujeto de estudio de este artículo.

## FINANCIACIÓN

Este estudio es parte de un proyecto financiado por el gobierno, concretamente por el Programa de Formación del Profesorado Universitario (FPU) del Ministerio de Universidades de España. Número de beca: FPU21/06296.

La financiación para la publicación en acceso abierto viene de la Universidad de Málaga / CBUA.

## REFERENCIAS

1. Cotter, E.J.; Hannon, C.P.; Christian, D.; Frank, R.M.; Bach, B.R. Comprehensive Examination of the Athlete's Shoulder. *Sports Health Multidiscip. Approach* 2018, **10**, 366–375, doi:10.1177/1941738118757197.
2. Veeger, H.E.J.; Van Der Helm, F.C.T. Shoulder Function: The Perfect Compromise between Mobility and Stability. *J. Biomech.* 2007, **40**, 2119–2129, doi:10.1016/j.jbiomech.2006.10.016.
3. Housset, V.; Ho, S.W.L.; Lädermann, A.; Phua, S.K.A.; Hui, S.J.; Nourissat, G. Multidirectional Instability of the Shoulder: A Systematic Review with a Novel Classification. *EFORT Open Rev.* 2024, **9**, 285–296, doi:10.1530/EOR-23-0029.
4. Labriola, J.E.; Lee, T.Q.; Debski, R.E.; McMahon, P.J. Stability and Instability of the Glenohumeral Joint: The Role of Shoulder Muscles. *J. Shoulder Elbow Surg.* 2005, **14**, S32–S38, doi:10.1016/j.jse.2004.09.014.
5. Cameron, K.L.; Mauntel, T.C.; Owens, B.D. The Epidemiology of Glenohumeral Joint Instability: Incidence, Burden, and Long-Term Consequences. *Sports Med. Arthrosc. Rev.* 2017, **25**, 144–149, doi:10.1097/JSA.0000000000000155.
6. Cools, A.M.J.; Struyf, F.; De Mey, K.; Maenhout, A.; Castelein, B.; Cagnie, B. Rehabilitation of Scapular Dyskinesis: From the Office Worker to the Elite

- Overhead Athlete. *Br. J. Sports Med.* 2014, 48, 692–697, doi:10.1136/bjsports-2013-092148.
7. Croteau, F.; Robbins, S.M.; Pearsall, D. Hand-Held Shoulder Strength Measures Correlate With Isokinetic Dynamometry in Elite Water Polo Players. *J. Sport Rehabil.* 2021, 30, 1233–1236, doi:10.1123/jsr.2020-0277.
  8. Moroder, P.; Danzinger, V.; Maziak, N.; Plachel, F.; Pauly, S.; Scheibel, M.; Minkus, M. Characteristics of Functional Shoulder Instability. *J. Shoulder Elbow Surg.* 2020, 29, 68–78, doi:10.1016/j.jse.2019.05.025.
  9. Borms, D.; Cools, A. Upper-Extremity Functional Performance Tests: Reference Values for Overhead Athletes. *Int. J. Sports Med.* 2018, 39, 433–441, doi:10.1055/a-0573-1388.
  10. McCann, P.D.; Wootten, M.E.; Kadaba, M.P.; Bigliani, L.U. A Kinematic and Electromyographic Study of Shoulder Rehabilitation Exercises. *Clin. Orthop.* 1993, 179–188.
  11. Ramírez-Pérez, L.; Kerr, G.; Cuesta-Vargas, A.I. In Vivo Assessment of Shoulder Stability in Dynamic Rehabilitation Exercises: A Scoping Review. *Gait Posture* 2025, 116, 30–39, doi:10.1016/j.gaitpost.2024.11.010.
  12. Meras Serrano, H.; Mottet, D.; Caillaud, K. Validity and Reliability of Kinvent Plates for Assessing Single Leg Static and Dynamic Balance in the Field. *Sensors* 2023, 23, 2354, doi:10.3390/s23042354.
  13. Saumur, T.M.; Nestico, J.; Mochizuki, G.; Perry, S.D.; Mansfield, A.; Mathur, S. Associations Between Lower Limb Isometric Torque, Isokinetic Torque, and Explosive Force With Phases of Reactive Stepping in Young, Healthy Adults. *J. Appl. Biomech.* 2022, 38, 190–197, doi:10.1123/jab.2021-0028.
  14. Fanning, E.; Daniels, K.; Cools, A.; Miles, J.J.; Falvey, É. Biomechanical Upper-Extremity Performance Tests and Isokinetic Shoulder Strength in Collision and Contact Athletes. *J. Sports Sci.* 2021, 39, 1873–1881, doi:10.1080/02640414.2021.1904694.
  15. Kowalski, K.L.; Connelly, D.M.; Jakobi, J.M.; Sadi, J. Shoulder Electromyography Activity during Push-up Variations: A Scoping Review. *Shoulder Elb.* 2022, 14, 325–339, doi:10.1177/17585732211019373.
  16. Silder, A.; Zifchock, R.; Brown, L.; Sessoms, P.; Jones, D. The Association Between Grip Strength, Upper Body Power, and Limb Dominance in a Military Population. *Mil. Med.* 2024, 189, e1846–e1850, doi:10.1093/milmed/usae227.
  17. Lefèvre-Colau, M.-M.; Nguyen, C.; Palazzo, C.; Srour, F.; Paris, G.; Vuillemin, V.; Poiradeau, S.; Roby-Brami, A.; Roren, A. Recent Advances in Kinematics of the Shoulder Complex in Healthy People. *Ann. Phys. Rehabil. Med.* 2018, 61, 56–59, doi:10.1016/j.rehab.2017.09.001.

18. Bull, F.C.; Al-Ansari, S.S.; Biddle, S.; Borodulin, K.; Buman, M.P.; Cardon, G.; Carty, C.; Chaput, J.-P.; Chastin, S.; Chou, R.; et al. World Health Organization 2020 Guidelines on Physical Activity and Sedentary Behaviour. *Br. J. Sports Med.* 2020, **54**, 1451–1462, doi:10.1136/bjsports-2020-102955.
19. Olds, M.; McLaine, S.; Magni, N. Validity and Reliability of the Kinvent Handheld Dynamometer in the Athletic Shoulder Test. *J. Sport Rehabil.* 2023, **32**, 764–772, doi:10.1123/jsr.2022-0444.
20. Parry, G.N.; Herrington, L.C.; Horsley, I.G. The Test–Retest Reliability of Force Plate–Derived Parameters of the Countermovement Push-Up as a Power Assessment Tool. *J. Sport Rehabil.* 2020, **29**, 381–383, doi:10.1123/jsr.2018-0419.
21. Brady, C.J.; Harrison, A.J.; Comyns, T.M. A Review of the Reliability of Biomechanical Variables Produced during the Isometric Mid-Thigh Pull and Isometric Squat and the Reporting of Normative Data. *Sports Biomech.* 2020, **19**, 1–25, doi:10.1080/14763141.2018.1452968.
22. Schober, P.; Boer, C.; Schwarte, L.A. Correlation Coefficients: Appropriate Use and Interpretation. *Anesth. Analg.* 2018, **126**, 1763–1768, doi:10.1213/ANE.0000000000002864.
23. Sha, Z.; Dai, B. The Validity of Using One Force Platform to Quantify Whole-Body Forces, Velocities, and Power during a Plyometric Push-Up. *BMC Sports Sci. Med. Rehabil.* 2021, **13**, 103, doi:10.1186/s13102-021-00330-z.
24. Schilling, D.T.; Elazzazi, A.M. Shoulder Strength and Closed Kinetic Chain Upper Extremity Stability Test Performance in Division III Collegiate Baseball and Softball Players. *Int. J. Sports Phys. Ther.* 2021, **16**, doi:10.26603/001c.24244.
25. Sung, P.S. The Ground Reaction Force Thresholds for Detecting Postural Stability in Participants with and without Flat Foot. *J. Biomech.* 2016, **49**, 60–65, doi:10.1016/j.jbiomech.2015.11.004.
26. Balcells-Diaz, E.; Daunis-i-Estadella, P. Shoulder Strength Value Differences between Genders and Age Groups. *J. Shoulder Elbow Surg.* 2018, **27**, 463–469, doi:10.1016/j.jse.2017.10.021.
27. Wohlann, T.; Warneke, K.; Kalder, V.; Behm, D.G.; Schmidt, T.; Schiemann, S. Influence of 8-Weeks of Supervised Static Stretching or Resistance Training of Pectoral Major Muscles on Maximal Strength, Muscle Thickness and Range of Motion. *Eur. J. Appl. Physiol.* 2024, **124**, 1885–1893, doi:10.1007/s00421-023-05413-y.
28. Teigen, L.E.; Sundberg, C.W.; Kelly, L.J.; Hunter, S.K.; Fitts, R.H. Ca<sup>2+</sup> Dependency of Limb Muscle Fiber Contractile Mechanics in Young and Older

- Adults. *Am. J. Physiol.-Cell Physiol.* 2020, 318, C1238–C1251, doi:10.1152/ajpcell.00575.2019.
29. Baldwin, C.E.; Paratz, J.D.; Bersten, A.D. Muscle Strength Assessment in Critically Ill Patients with Handheld Dynamometry: An Investigation of Reliability, Minimal Detectable Change, and Time to Peak Force Generation. *J. Crit. Care* 2013, 28, 77–86, doi:10.1016/j.jcrc.2012.03.001.
  30. Alizadeh, S.; Rayner, M.; Mahmoud, M.M.I.; Behm, D.G. Push-Ups vs. Bench Press Differences in Repetitions and Muscle Activation between Sexes. *J. Sports Sci. Med.* 2020, 19, 289–297.
  31. Salles, J.I.; Velasques, B.; Cossich, V.; Nicoliche, E.; Ribeiro, P.; Amaral, M.V.; Motta, G. Strength Training and Shoulder Proprioception. *J. Athl. Train.* 2015, 50, 277–280, doi:10.4085/1062-6050-49.3.84.
  32. Ebben, W.P.; Wurm, B.; VanderZanden, T.L.; Spadavecchia, M.L.; Durocher, J.J.; Bickham, C.T.; Petushek, E.J. Kinetic Analysis of Several Variations of Push-Ups. *J. Strength Cond. Res.* 2011, 25, 2891–2894, doi:10.1519/JSC.0b013e31820c8587.
  33. Suprak, D.N.; Dawes, J.; Stephenson, M.D. The Effect of Position on the Percentage of Body Mass Supported During Traditional and Modified Push-up Variants. *J. Strength Cond. Res.* 2011, 25, 497–503, doi:10.1519/JSC.0b013e3181bde2cf.
  34. Gouvali, M.K.; Boudolos, K. Dynamic and Electromyographical Analysis in Variants of Push-Up Exercise. *J. Strength Cond. Res.* 2005, 19, 146, doi:10.1519/14733.1.
  35. Gill, L.; Huntley, A.H.; Mansfield, A. Does the Margin of Stability Measure Predict Medio-Lateral Stability of Gait with a Constrained-Width Base of Support? *J. Biomech.* 2019, 95, 109317, doi:10.1016/j.biomech.2019.109317.
  36. Shumway-Cook, A.; Woollacott, M.; Rachwani, J.; Santamaria, V. *Motor Control: Translating Research into Clinical Practice*; Physical Therapy; Sixth edition, revised reprint.; Wolters Kluwer: Philadelphia Baltimore New York London Buenos Aires Hong Kong Sydney Tokyo, 2024; ISBN 978-1-975209-56-8.
  37. Matthews, M.J.; Green, D.; Matthews, H.; Swanwick, E. The Effects of Swimming Fatigue on Shoulder Strength, Range of Motion, Joint Control, and Performance in Swimmers. *Phys. Ther. Sport* 2017, 23, 118–122, doi:10.1016/j.ptsp.2016.08.011.
  38. Tsai, L.; Wredmark, T.; Johansson, C.; Gibo, K.; Engstrom, B.; Tornqvist, H. Shoulder Function in Patients with Unoperated Anterior Shoulder Instability. *Am. J. Sports Med.* 1991, 19, 469–473, doi:10.1177/036354659101900508.

39. Olds, M.; McNair, P.; Nordez, A.; Cornu, C. Active Stiffness and Strength in People With Unilateral Anterior Shoulder Instability: A Bilateral Comparison. *J. Athl. Train.* 2011, 46, 642–647, doi:10.4085/1062-6050-46.6.642.
40. McDonald, A.C.; Mulla, D.M.; Keir, P.J. Using EMG Amplitude and Frequency to Calculate a Multimuscle Fatigue Score and Evaluate Global Shoulder Fatigue. *Hum. Factors J. Hum. Factors Ergon. Soc.* 2019, 61, 526–536, doi:10.1177/0018720818794604.
41. Michalak, K.P.; Przekoracka-Krawczyk, A.; Naskręcki, R. Parameters of the Crossing Points between Center of Pressure and Center of Mass Signals Are Potential Markers of Postural Control Efficiency. *PLOS ONE* 2019, 14, e0219460, doi:10.1371/journal.pone.0219460.
42. Lehman, G.J.; MacMillan, B.; MacIntyre, I.; Chivers, M.; Fluter, M. Shoulder Muscle EMG Activity during Push up Variations on and off a Swiss Ball. *Dyn. Med.* 2006, 5, 7, doi:10.1186/1476-5918-5-7.
43. Youdas, J.W.; Baartman, H.E.; Gahlon, B.J.; Kohnen, T.J.; Sparling, R.J.; Hollman, J.H. Recruitment of Shoulder Prime Movers and Torso Stabilizers During Push-Up Exercises Using a Suspension Training System. *J. Sport Rehabil.* 2020, 29, 993–1000, doi:10.1123/jsr.2019-0381.
44. Welch, E.S.; Watson, M.D.; Davies, G.J.; Riemann, B.L. Biomechanical Analysis of the Closed Kinetic Chain Upper Extremity Stability Test in Healthy Young Adults. *Phys. Ther. Sport* 2020, 45, 120–125, doi:10.1016/j.ptsp.2020.06.010.
45. Ramírez-Pérez, L; Yung-Sheng Su, E.; Cuesta-Vargas, A.I.; Kerr, G.K. In Vivo (In)Stability Shoulder Assessment in Healthy Active Adults Using Force Plates and a Motion Capture System: A Cross-Sectional Study. *Sensors* 2025, 25(17), 5333. doi: 10.3390/s25175333
46. Alaqtash, M.; Sarkodie-Gyan, T.; Yu, H.; Fuentes, O.; Brower, R.; Abdalgawad, A. Automatic Classification of Pathological Gait Patterns Using Ground Reaction Forces and Machine Learning Algorithms. In Proceedings of the 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society; IEEE: Boston, MA, August 2011; pp. 453–457.
47. Pontillo, M.; Spinelli, B.A.; Sennett, B. Prediction of in-season shoulder injury from preseason testing in division I collegiate football players. *Sports Health*, 2014, 6(6): 497-503. doi: 10.1177/1941738114523239