



TRABAJO FINAL DE GRADO



UNIVERSITAS
Miguel Hernández

Biblioteca

Activación de músculos del core en diferentes variantes del ejercicio Press Pallof.

Alumno: Jorge Cantos González

Tutor académico: Francisco José Vera García

Grado en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte

Contenido

Resumen.....	3
Introducción	4
Método.....	5
Participante.....	5
Instrumental y registro de datos	5
Tareas y procedimientos.....	7
Tratamiento de datos	10
Resultados	10
Discusión	12
Conclusión	13
Bibliografía.....	15



Resumen

El press pallof es un ejercicio de estabilidad del core que se realiza en posiciones más funcionales que las habituales en el entrenamiento convencional en “suelo”. A pesar de los posibles beneficios del uso de este tipo de ejercicios, se desconoce la existencia de estudios previos que analicen los niveles de activación de los músculos del tronco y la cadera en este ejercicio. Por ello, el objetivo de este Trabajo Fin de Grado fue analizar la activación muscular del gran dorsal (GD), erector espinal (EE), oblicuo interno (OI), oblicuo externo (OE), recto del abdomen (RA), glúteo medio (GMd), glúteo mayor (GMy) y recto femoral (RF) (músculos del lado derecho del cuerpo) de un sujeto practicante de Jiu-Jitsu en siete variantes del press pallof: de pie con una base de sustentación simétrica, de pie con una base de sustentación asimétrica, de rodillas con una base de sustentación simétrica, de rodillas con una base de sustentación asimétrica, sentado en un fitball, sentado en un cajón con pies apoyados y sentado en un cajón sin apoyar los pies. Se utilizó electromiografía de superficie para registrar la activación muscular durante la ejecución de las siete variantes contra la fuerza de tracción generada con una goma elástica a una tensión del 60% de la fuerza isométrica máxima del participante. Las siete variantes se realizaron con la tracción de la goma por el lado izquierdo y por el lado derecho, lo que resultó en la realización de 14 tareas. Después de los registros, la señal electromiográfica fue rectificadas, suavizada y normalizada respecto a valores máximos obtenidos durante contracciones voluntarias isométricas máximas. Los resultados revelaron que los niveles de activación muscular necesarios para mantener la posición neutra de la región lumbo-pélvica ante la fuerza de torsión aplicada por la goma elástica fueron bajos, encontrando los mayores niveles de activación en los músculos EE, OI y GMd. La variante del press pallof que produjo los mayores niveles de activación muscular para GD, EE, OE, RA, GMd y RF fue la realizada en sedestación sobre un fitball y para GMy y OI la realizada de rodillas con base simétrica.

Palabras clave: Electromiografía, estabilidad, fuerza, tronco, cadera.

Introducción

“Core” es un concepto funcional que engloba las estructuras activas (tanto músculos profundos como superficiales) y pasivas (sistema osteoarticular) de la zona central o núcleo del cuerpo, haciendo referencia generalmente a la región lumbar, el abdomen, la pelvis y las caderas (Escamilla et al., 2010; Vera-García et al., 2015a; Kibler et al., 2006). Estas estructuras participan conjuntamente en el mantenimiento de la estabilidad del tronco y en la transferencia de energía desde el torso hasta las extremidades durante muchas actividades deportivas (Tse et al., 2005). Según Vera-García et al. (2015b) la estabilidad del core o “core stability” se define como *«capacidad de las estructuras osteoarticulares y musculares, coordinadas por el sistema de control motor, para mantener o retomar una posición o trayectoria del tronco, cuando este es sometido a fuerzas internas o externas»*. Hoy en día, el entrenamiento de estabilidad de core se utiliza principalmente para mejorar de la capacidad funcional, especialmente en el rendimiento deportivo (Sæterbakken et al., 2011; Lee & McGill et al., 2016; Barbado et al., 2018), y para la prevención y rehabilitación de lesiones musculoesqueléticas (Zazulak et al., 2007; Bliven & Anderson et al., 2013; Sadoghi et al., 2012; Barbado et al., 2018).

Algunos de los ejercicios de estabilidad del core más habituales son los puentes o planchas, el “dead-bug”, el “bird-dog”, etc. (Heredia-Elvar et al., 2023; Doğanay et al., 2020), ejercicios de “suelo” que desafían la capacidad de los sujetos para mantener una postura lumbopélvica neutra en decúbito prono, supino, lateral o cuadrupedia (Escamilla et al., 2016; Heredia-Elvar et al., 2023; Vera-García et al., 2020; Bjerkefors et al., 2010). Estudios biomecánicos han demostrado que estos ejercicios son útiles para desafiar el control postural sin someter la columna vertebral a niveles elevados de estrés (Axler y McGill, 1997; Kavcic et al., 2004), sin embargo, el trabajo de suelo es poco ecológico para los requerimientos de estabilidad de los deportistas, incluso para los requerimientos de buena parte de la población. En este sentido, considerando la especificidad de los test y del entrenamiento del core (Barbado et al., 2016), el desarrollo de la estabilidad en decúbito o en cuadrupedia podría producir adaptaciones en estas posiciones, pero quizá no en otras más habituales y funcionales para buena parte de la población.

La mayor parte de los estudios electromiográficos que han analizado la participación muscular durante ejercicios de estabilidad del core se han centrado en los ejercicios de suelo referidos en el párrafo anterior (Heredia-Elvar et al., 2023; Escamilla et al., 2016; Axler y McGill, 1997; Barbado et al., 2016), siendo escasos los estudios electromiográficos de ejercicios de estabilidad del core realizados en posiciones de pie, como por ejemplo: ejercicios sobre superficies inestables (Calatayud et al., 2015), ejercicios con barras oscilantes (Moreside et al., 2007) y ejercicios con bandas elásticas o sistemas de cables-poleas (Calatayud et al., 2019). Por otro lado, aunque existen numerosos estudios electromiográficos que han analizado la participación de los músculos del core en otros ejercicios donde los participantes no están en el suelo, estos no son ejercicios específicos de core, sino ejercicios más globales con ciertas demandas de estabilidad, como ejercicios de fuerza del tren inferior (ej.: sentadilla (Bressel et al., 2009), peso muerto (Chulvi-Medrano et al., 2010), etc.), ejercicios de fuerza del tren superior [en acciones de empuje (Andersen et al., 2016) o de tracción (Andersen et al., 2016)], ejercicios de equilibrio corporal general (Saeterbakken et al., 2015) o ejercicios de lanzamientos y/o recepciones con alta participación del tronco (Vera-García et al., 2014).

Entre los ejercicios de estabilidad del core realizados en posiciones más funcionales, podemos destacar el “press pallof”, un ejercicio de “antirrotación” del tronco realizado con bandas elásticas o sistemas de cables-poleas (Mullane et al., 2020d). Este ejercicio se puede realizar en varias posiciones (en bipedestación, sedestación, en posición de caballero, etc.) y consiste en mantener la columna y pelvis en posición neutra ante el momento de torsión producido por una fuerza lateral aplicada mediante un sistema de cables-poleas o una banda elástica sujeta con una o ambas manos (Akuthota et al., 2008b). En su forma más convencional, el ejercicio se inicia con ambas manos pegadas al pecho y se realizan movimientos de extensión y flexión de los codos, modificando así el momento de torsión sobre el tronco (Holman et al., 2019). A pesar de su popularidad, no tenemos constancia de estudios que hayan analizado la participación muscular durante este tipo de ejercicios, exceptuando el estudio electromiográfico de una variante del ejercicio conocida como “cable walkouts” (McGill et al., 2009b). En este estudio se observó que la activación muscular, por lo general, fue baja, encontrando en ciertas variantes una mayor activación en función del lado proveniente de la carga y de la inestabilidad del fitball.

Considerando las limitaciones encontradas en la literatura, el objetivo de este Trabajo Fin de Grado fue analizar la activación de diversos músculos motores del tronco y las caderas durante siete variantes del press pallof realizadas de pie, de rodillas y en sedestación sobre superficies estables e inestables. La información obtenida en este trabajo permitirá tener cierta información sobre qué variantes son más adecuadas para el acondicionamiento de los músculos del core, lo que ayudará a los profesionales del ejercicio a tomar decisiones en relación con el diseño de programas de ejercicios de estabilidad del core.

Método

Participante

Los diferentes ejercicios de este estudio fueron realizados por un hombre sano de 25 años, con una estatura de 183 cm y un peso corporal de 83kg. El sujeto tenía 8 meses de experiencia en el entrenamiento de fuerza y 2 años en la práctica de Jiu-Jitsu brasileño. Por otro lado, no tenía experiencia en el press pallof ni tampoco en el entrenamiento de la estabilidad del core. Antes de realizar los ejercicios se verificó que el participante no presentaba ninguna lesión musculoesquelética o neurológica que contraindicara la realización de los mismos. Además, se informó al participante de que no podía realizar ningún tipo de entrenamiento ni consumir alcohol, cafeína o productos estimulantes 24 horas previas a la toma de datos. Todos los procedimientos se desarrollaron de acuerdo con la declaración de Helsinki y fueron aprobados por el Comité de Ética e Integridad en la Investigación del Vicerrectorado de Investigación de la Universidad Miguel Hernández de Elche (Código de Investigación Responsable: TFG.GAF.FJVG.JCG.240109).

Instrumental y registro de datos

Para llevar a cabo el registro de la señal electromiografía (EMG) se hizo uso de un electromiógrafo de superficie *Muscle Tester ME6000*[®] (Mega Electronics Ltd., Kuopio, Finlandia). El dispositivo cuenta con 8 canales y con una conversión analógico /digital de 14 bits, un filtro de banda de 8-500 Hz y una relación de rechazo al modo común de 110 dB. Los datos de la señal

EMG se capturaron a una frecuencia de muestreo de 1000 Hz y se transmitieron a través de un cable óptico hacia un ordenador equipado con el programa MegaWin 3.0® para su almacenamiento y análisis. Asimismo, con el fin de mantener un ritmo de ejecución fijo en todas las repeticiones, se empleó un metrónomo manual. A su vez, también se utilizó un dinamómetro *Tindeq Progressor 300* para medir y controlar la tensión de la goma elástica (en kilogramos) utilizada para la realización de las diferentes variantes del press pallof. Este dinamómetro cuenta con una app (*Tindeq Progressor*) en la que, por medio de bluetooth, se conecta al móvil para poder seguir la medición del dinamómetro.

Para el registro de la señal EMG se colocaron electrodos de superficie desechables Ag-AgCl (Arbo Infant Electrodes, Tyco Healthcare, Germany) en toma bipolar, sobre el vientre muscular y en el sentido longitudinal de las fibras de los siguientes músculos del lado derecho del participante (Figura 1): oblicuo externo (OE), oblicuo interno (OI), recto anterior (RA), erector espinal (EE), gran dorsal (GD), glúteo mayor (GMy), glúteo medio (GMd) y recto femoral (RF). Para la correcta colocación de los electrodos se siguieron las recomendaciones del SENIAM (2017) para GD, GMy, GMd y RF. Por otro lado, para los músculos OE, OI, RA y EE se utilizaron como referencia los lugares de colocación utilizados previamente por Vera-García et al. (2010).



Figura 1. Colocación de electrodos sobre el gran dorsal (GD), erector espinal (EE L3), glúteo mayor (GMy), glúteo medio (GMd), oblicuo externo (OE), oblicuo interno (OI), recto anterior (RA) y recto femoral (RF).

Con el objetivo de facilitar la colocación de los electrodos, se realizaron una serie de marcas con un lápiz dérmico sobre la piel del sujeto para identificar los puntos anatómicos clave. Después de esto, se trató la piel, rasurando los pelos y limpiándola con alcohol en las zonas correspondientes, con el objetivo de reducir la impedancia y garantizar la adherencia de los electrodos. Se mantuvo una separación constante entre los electrodos de 2,5 cm (desde el centro de un electrodo al centro de su pareja). Para constatar la correcta ubicación de los electrodos y evaluar la calidad de la señal EMG, se solicitó al participante que realizara diversas contracciones musculares.

Con el objetivo de obtener valores de referencia con los que posteriormente normalizar la señal EMG de cada uno de los músculos mencionados anteriormente, antes de realizar las diferentes variantes del press pallof se realizaron contracciones voluntarias isométricas máximas (CVM) contra resistencia manual aplicada por los experimentadores. En posición decúbito supino se realizaron las siguientes CVM: i) para RA se realizó una acción máxima de flexión de tronco; y ii) para OI y OE se realizaron acciones máximas de inclinación y rotación del tronco hacia ambos

lados. Por otro lado, en sedestación se realizaron acciones máximas de: i) extensión y abducción de hombro para GD; y ii) extensión de rodilla para RF. En posición decúbiteo prono se realizaron acciones máximas de: i) extensión de tronco para EE; y ii) extensión de cadera para GMy. Finalmente, en posición decúbiteo lateral se realizó una acción máxima de abducción de cadera para GMd. Se realizaron 2 intentos para cada CVM, con 2 min de recuperación entre CVM. Los experimentadores estimularon verbalmente al sujeto para ayudar a que la activación muscular fuera máxima durante cada CVM.

En una sesión previa al registro de la señal EMG, el sujeto realizó una sesión de familiarización con las diferentes variantes del press pallof. En esta sesión, se estandarizó la posición del participante y se midió su fuerza isométrica máxima en cada una de las variantes del ejercicio. Para ello, se utilizó el dinamómetro *Tindeq Progressor 300*, colocado en serie entre el agarre y la goma elástica (Figura 2). Para hacer el test de fuerza isométrica máxima, el participante se colocó en la posición de la variante a analizar, con los codos extendidos, e intentó mantener la posición neutra de la columna ante la fuerza aplicada lateralmente por uno de los experimentadores. El experimentador incrementó la fuerza aplicada progresivamente hasta que el participante no pudo mantener la posición. De este modo, se determinó la fuerza isométrica máxima del participante en cada una de las variantes a realizar durante la sesión de registro de la EMG (Tabla 1), lo que permitió posteriormente controlar y estandarizar la intensidad de las diferentes tareas.



Figura 2. Imagen del sujeto realizando uno de los test de fuerza isométrica máxima. Durante el test el participante intentaba mantener la posición neutra de la región lumbo-pélvica ante la fuerza aplicada por el experimentador (de forma progresivamente creciente). El dinamómetro *Tindeq Progressor 300* registraba el máximo valor de la fuerza durante la prueba.

Tareas y procedimientos

Como se ha comentado anteriormente, el participante realizó dos sesiones de registro separadas por una semana. La primera sesión sirvió para la familiarización del participante con las diferentes tareas, para estandarizar la posición de las extremidades inferiores (anotando la separación entre segmentos) y para medir la fuerza isométrica máxima del participante en cada variante del press pallof.

Durante la segunda sesión de registro se midió la señal EMG de los ocho músculos referidos durante la ejecución de siete variantes del press pallof. Dos de las variantes se realizaron de pie (Figura 3), dos de rodillas (Figura 4) y tres en sedestación (Figura 5):

1. *Press pallof de pie con base de sustentación simétrica* (DP-BS): Posición más convencional del ejercicio (Figura 3), con una distancia entre la parte interna de los pies correspondiente al diámetro biacromial del participante (44 cm).
2. *Press pallof de pie con base de sustentación asimétrica* (DP-BA): Variante realizada con un pie adelantado y otro atrasado (Figura 3), con una distancia entre la punta del pie atrasado y el adelantado correspondiente a un $1/3$ de la altura del participante (61 cm) y una separación entre ambos pies correspondiente al diámetro biileocrestal (21 cm).
3. *Press pallof de rodillas con base de sustentación simétrica* (DR-BS): La distancia entre el centro de la rótula derecha y la izquierda era equivalente al diámetro biileocrestal (21 cm) (Figura 4).
4. *Press pallof de rodillas con base de sustentación asimétrica* (DR-BA): Ejercicio realizado en “posición de caballero” (Figura 4), con una distancia entre la rodilla apoyada en el suelo y la punta del pie adelantado correspondiente a un $1/3$ de la altura del participante (61 cm) y una anchura entre la parte interna de la rodilla apoyada en el suelo y la parte interna del pie adelantado correspondiente al diámetro biileocrestal (21 cm).
5. *Press pallof sentado en un fitball o balón suizo con los pies apoyados en el suelo* (SF-PA): Ejercicio realizado en sedestación con rodillas flexionadas a 90° y una separación entre la parte interna de los pies correspondiente al diámetro biacromial del participante (44 cm) (Figura 5).
6. *Press pallof sentado en un cajón con los pies apoyados en el suelo* (SC-PA): Ejercicio realizado con los pies en la misma posición que en la variante anterior (Figura 5).
7. *Press pallof sentado en un cajón sin apoyar los pies en el suelo* (SC-SP): Para realizar este ejercicio el cajón se situó con la base más pequeña apoyada en el suelo y la más grande colocada verticalmente, lo que permitió que el participante pudiera estar sentado sin tocar el suelo (Figura 5).

Todas las variantes se realizaron dos veces, una con la tracción de una goma elástica (*Corenght amarilla*) hacia la derecha y otra con la tracción de la goma elástica hacia la izquierda. Las 14 tareas resultantes se realizaron a una intensidad del 60% de la fuerza isométrica máxima medida durante la sesión de familiarización y controlada con el uso del dinamómetro Tindeq Progressor 300.

Se realizaron 5 repeticiones de cada una de las 14 tareas realizadas. Cada repetición duró 2,66 s (1,33 s de flexión de codos y 1,33 s de extensión de codos). Como se ha comentado anteriormente, la cadencia de la ejecución se controló con un metrónomo digital programado a 45 latidos/minuto.

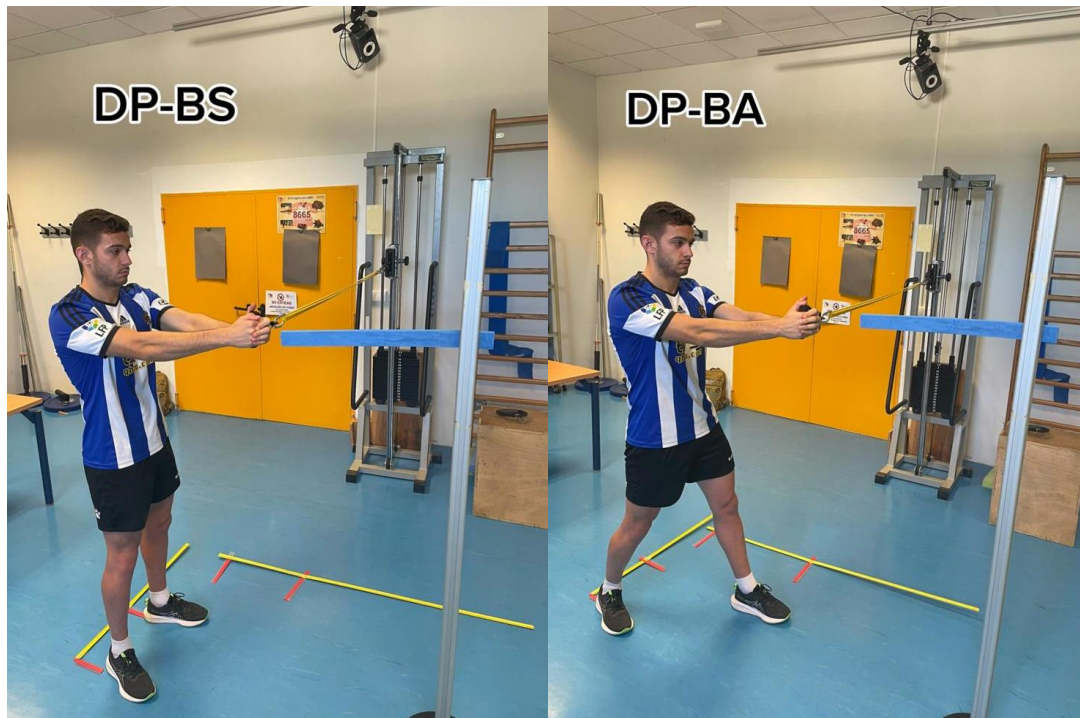


Figura 3. Imágenes del sujeto en la posición de las variantes del press pallof realizadas de pie: de pie con base de sustentación simétrica (DP-BS), de pie con base de sustentación asimétrica (DP-BA).

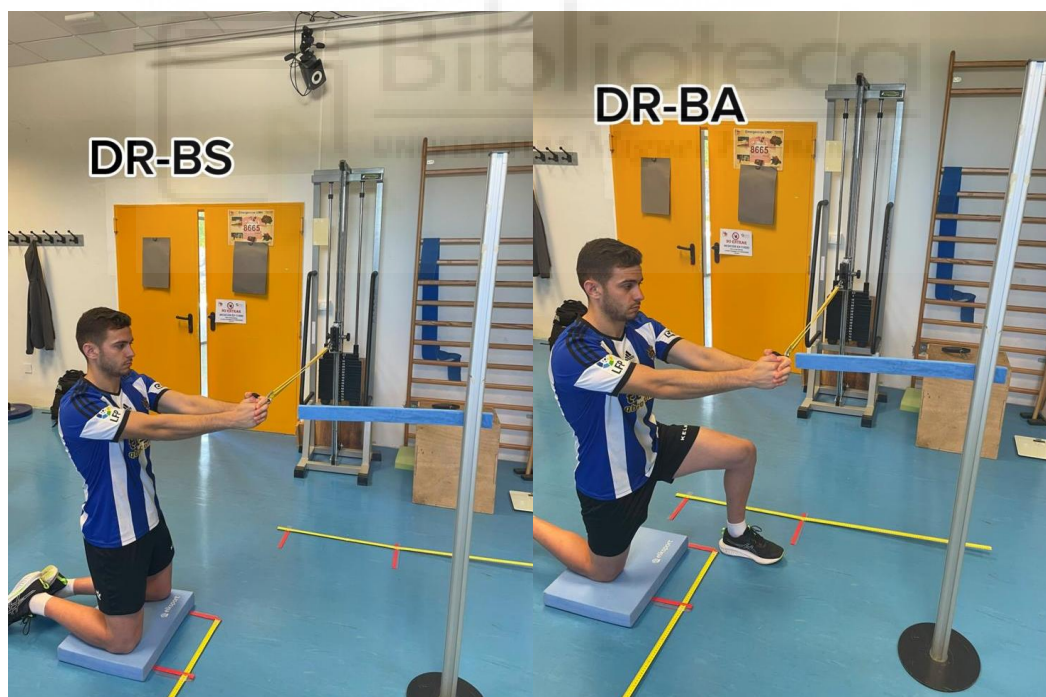


Figura 4. Imágenes del sujeto en la posición inicial de las variantes del press pallof realizadas de rodillas: de rodillas con base de sustentación simétrica (DR-BS); de rodillas con base de sustentación asimétrica (DR-BA).



Figura 5. Imágenes del sujeto en la posición inicial de las variantes del press pallof realizadas en sedestación: sentado en un fitball (SF-PA); sentado en un cajón con pies apoyados (SC-PA); sentado en un cajón sin apoyar los pies (SC-SP).

Los vídeos con la ejecución de las siete variantes del press pallof se encuentran disponibles en el siguiente código QR (del inglés Quick Response code):



Tratamiento de datos

Tras el registro de la electromiografía se revisaron las señales EMG para detectar y eliminar posibles artefactos. Posteriormente, las señales EMG fueron rectificadas (rectificado de onda completa) y suavizadas mediante el promedio de los datos cada 0,05 s (Software MegaWin 3.0®). Asimismo, se calculó la media de la señal EMG rectificada y suavizada de las tres repeticiones centrales de cada ejercicio. Finalmente, la media de la señal EMG se normalizó respecto a los valores máximos obtenidos durante las CVM (% CVM).

Resultados

La Tabla 1 muestra los principales resultados obtenidos en este estudio.

En relación con la fuerza isométrica máxima valorada durante la sesión de familiarización, los valores más elevados se obtuvieron en las variantes DR-BA (19,3-16,0 kg) y DP-BS (13,3-13,0 kg) y los más bajos en las variantes SF-PA (7,4-7,1 kg) y SC-PA (8,9-8,6 kg). Destacar que se observaron diferencias importantes entre lados en algunas de las variantes realizadas, especialmente en las variantes DR-BS y DR-BS, donde se alcanzaron diferencias de 3,9 kg y 3,3 kg, respectivamente. En cinco de las siete variantes del press pallof la fuerza isométrica máxima fue mayor cuando la goma elástica traccionaba del participante hacia el lado izquierdo.

Tabla 1. Fuerza isométrica máxima (FIM) en las diferentes variantes del press pallof y activación del gran dorsal (GD), erector espinal (EE), oblicuo interno (OI), oblicuo externo (OE), recto anterior (RA), glúteo mayor (GMy), glúteo medio (GMd) y recto femoral (RF) al 60% de la FIM en todas las variantes.

	VARIANTES	FIM (kg)	GD %CVM	EE %CVM	OE %CVM	OI %CVM	RA %CVM	GMd %CVM	GMy %CVM	RF %CVM
IZQUIERDA	DP-BS	13,0	3,2	9,1	1,9	9,2	1,8	3,6	0,2	0,9
	DP-BA	10,6	2,8	7,8	1,8	6,0	1,5	8,0	0,2	6,1
	DR-BS	9,2	3,8	14,9	3,7	14,7	2,0	3,0	0,2	0,2
	DR-BA	19,3	9,5	16,2	3,1	10,2	2,0	5,7	0,3	3,4
	SF-PA	7,4	10,5	16,2	2,0	13,0	4,8	7,4	0,3	14,8
	SC-PA	8,9	3,7	6,5	1,1	7,8	1,5	3,3	0,2	0,3
	SC-SP	10,1	4,0	8,9	3,4	11,4	2,0	3,6	0,2	0,3
DERECHA	DP-BS	13,3	2,3	4,2	4,2	2,0	2,0	4,8	8,6	0,2
	DP-BA	8,8	2,2	4,4	3,2	3,9	1,3	8,9	5,1	0,2
	DR-BS	13,1	2,5	3,4	5,2	2,3	2,3	7,1	8,6	0,8
	DR-BA	16,0	3,0	9,4	5,0	6,4	1,8	7,4	2,5	1,1
	SF-PA	7,1	2,0	3,1	7,4	2,7	1,5	21,1	1,0	0,4
	SC-PA	8,6	2,3	5,5	5,3	5,3	1,5	10,7	1,1	0,2
	SC-SP	9,6	2,0	5,0	4,9	4,1	1,5	3,3	0,8	0,2

% CVM: porcentaje de la contracción voluntaria máxima isométrica; kg: kilogramos; DP-BS: de pie con base de sustentación simétrica; DP-BA: de pie con base de sustentación asimétrica; DR-BS: de rodillas con base de sustentación simétrica; DR-BA: de rodillas con base de sustentación asimétrica; SF-PA: sentado en un fitball; SC-PA: sentado en un cajón con pies apoyados; SC-SP: sentado en un cajón sin apoyar los pies. En gris se muestran las variantes de cada músculo donde se registraron mayores niveles de activación al comparar entre aquellas donde la goma elástica traccionaba lateralmente hacia la izquierda y aquellas donde la goma elástica traccionaba lateralmente hacia la derecha. En negrita se resaltan los mayores niveles de activación alcanzados por cada músculo a lo largo de las diferentes tareas.

En relación con la electromiografía (Tabla 1), los valores máximos de activación alcanzados por los diferentes músculos durante la ejecución de las variantes del press pallof oscilaron entre 4,8% CVM y 21,1% CVM, siendo por lo general menores del 15% CVM. En la mayoría de variantes, los mayores niveles de activación se observaron en los músculos EE y OI, aunque en algunos casos (SF-BA, SCBA y DP-BA con tracción por el lado derecho) también se observaron en el GMd. En el RF y sobre todo en el RA, los valores de activación fueron muy bajos, con valores para el RA que no superaron el 4,8% CVM. El RF alcanzó valores de 14,8% CVM en la variante SF-PA, pero en el resto de variantes no superó el 6,1% CVM.

Al comparar el porcentaje de activación de cada músculo entre las variantes que se realizaron con la goma elástica traccionando lateralmente del participante hacia la izquierda y las que se realizaron con la goma elástica traccionando lateralmente del participante hacia la derecha (Tabla 1), se observó que: i) en el GD, EE, OI, RA y RF los mayores niveles de activación se registraron en las variantes con tracción hacia el lado izquierdo; y ii) en el GMy, GMd y OE los mayores niveles de activación se registraron en las variantes con tracción hacia el lado derecho.

Para los músculos GD, EE, RA, RF la variante que produjo los mayores niveles de activación muscular fue SF-PA con tracción hacia el lado izquierdo. De igual modo, para los músculos OE y GMd, la variante que produjo la mayor activación fue SF-PA con tracción hacia el lado derecho. Por otro lado, los músculos GMy y OI obtuvieron los mayores niveles de activación en la variante DR-BS con tracción hacia el lado derecho e izquierdo, respectivamente. Otra variante que produjo algunos de los valores de activación más elevados para EE y GD fue DR-BA con tracción

hacia el lado izquierdo, para OI fueron SF-PA y SC-SP con tracción hacia el lado izquierdo, para GMd fueron SC-PA y DP-BA con tracción hacia el lado derecho y para el GMy fue DP-BS con tracción hacia el lado derecho.

Discusión

Para nuestro conocimiento, este es el primer estudio electromiográfico que analiza la activación de diferentes músculos del core [tres músculos del abdomen (RA, OE y OI), dos músculos de la espalda (EE y GD) y tres músculos motores de la cadera (GMy, GMd y RF)] durante la realización de siete variantes del press pallof, dos realizadas de pie (DP-BS y DP-BA), dos realizadas de rodillas (DR-BS y DR-BA) y tres en sedestación (SF-PA, SC-PA y SC-SP).

En relación con las diferencias de fuerza isométrica máxima entre las variantes realizadas con tracción hacia el lado izquierdo y las variantes realizadas con tracción hacia el lado derecho, en cinco de las siete variantes analizadas la fuerza isométrica máxima del participante fue mayor cuando la goma elástica traccionaba hacia el lado izquierdo (Tabla 1). Esta diferencia entre lados parece mostrar un posible desequilibrio bilateral del participante en su capacidad de generar fuerza de torsión, mostrando una mayor capacidad de generar fuerza hacia la derecha. Estas diferencias bilaterales en la fuerza de torsión del tronco y la cadera podrían ser consecuencia del deporte que practicaba este participante, i.e. el Jiu-jitsu, deporte en el que participante tiene un lado dominante o preferente a la hora de realizar acciones de ataque y defensa.

En la Tabla 1 podemos observar que la activación de los músculos es bastante baja, con valores en general inferiores al 15% CVM. Esto puede ser debido a que el nivel de intensidad establecido para los ejercicios (60% de la fuerza isométrica máxima medida en la sesión de familiarización) fue bajo para el participante, por lo que es necesario realizar nuevos estudios donde se mida la activación muscular a mayores niveles de intensidad. Por otro lado, hay que considerar que el press pallof no es un ejercicio de fuerza muscular, sino de estabilidad del core, por lo que el ejercicio no reta la capacidad de generar altos niveles de fuerza, sino la capacidad de mantener la región lumbo-pélvica en posición neutra ante la fuerza de torsión aplicada a través de la goma elástica (ejercicio de “antirrotación”). Como muestran nuestros datos, para mantener la posición neutra en las condiciones analizadas el participante no necesita de altos niveles de activación muscular, sino posiblemente de patrones de coactivación muscular adecuados. En este sentido, estudios previos han mostrado que generalmente la estabilidad del raquis depende en mayor medida de una adecuada coordinación muscular que de niveles de activación elevados (McGill et al., 2003; Vera-García et al., 2007).

Al comparar la activación muscular entre las variantes realizadas con tracción hacia el lado izquierdo y las variantes realizadas con tracción hacia el lado derecho, se puede observar que los músculos GD, EE, OI, RA y RF (de lado derecho del cuerpo) se activan con mayor intensidad cuando la tracción es hacia el lado izquierdo (generan fuerzas hacia la derecha), mientras que los músculos OE, GMd y GMy (de lado izquierdo del cuerpo) se activan con mayor intensidad cuando la tracción es hacia el lado derecho (generan fuerzas hacia la izquierda). Estos datos reflejan las funciones de estos músculos y deben ser tenidas en cuenta cuando se realice este tipo de ejercicios, los cuales habría que ejecutar hacia ambos lados para conseguir una participación adecuada de todos los músculos del core.

Como muestra la Tabla 1, la variante SF-PA es la que en general produce los mayores niveles de activación (con tracción hacia la izquierda para GD, EE, RA y RF y con tracción hacia la derecha

para OE y GMD). Esto posiblemente es debido a la inestabilidad que proporciona el fitball, ya que a una mayor inestabilidad se produce una mayor activación de los músculos con el objetivo de mantener el equilibrio y la postura (Vera-García et al., 2000; García-Vaquero et al., 2012). Destacar que en esta tarea el GMD alcanzó los mayores niveles de activación muscular (21,1% CVM), posiblemente por su función de abductor de cadera (Putz & Pabst, 2006). No obstante, es posible que estos niveles de activación se deban a artefactos en la señal EMG provocados por contactos entre los electrodos y el fitball (al encontrarse el sujeto sentado sobre este).

Tanto para el OI como para el GMy, donde mayor activación se registró fue en la variante DR-BS. En el caso del OI, la tracción hacia la izquierda requiere de la activación del OI del lado derecho para producir un momento de torsión del tórax hacia la derecha (Putz & Pabst, 2006). En el caso del GMy, la tracción hacia la derecha tiende a generar una rotación interna de la cadera derecha, que debe ser contrarrestada mediante los rotadores externos de la cadera, destacando entre ellos el GMy (Putz & Pabst, 2006).

En relación con el RA, destacar que los niveles de activación fueron muy bajos, sólo alcanzando el 4,8% CVM en la variante SF-PA debido a la inestabilidad que ofrece el fitball. Estos resultados muestran la poca implicación del RA en acciones de rotación, ya que, por la disposición de sus fibras, este es un músculo que se activa principalmente en acciones de flexión del tronco (Putz & Pabst, 2006).

Es fundamental reconocer las limitaciones de este estudio, ya que pueden afectar la interpretación de los resultados. En primer lugar, se utilizó un diseño de caso único, lo que implica que solo se incluyó un sujeto en la investigación. Esto limita la capacidad de llevar los hallazgos a una población más amplia. Futuros estudios deberían analizar la participación de los músculos del core en ejercicios de press pallof en muestras más grandes de diferentes poblaciones. Otra limitación importante está relacionada con la cadencia utilizada durante los ejercicios. Aunque se intentó mantener una cadencia constante mediante el uso de un metrónomo, es importante reconocer que puede existir cierta variabilidad en la ejecución de los movimientos por parte del sujeto, lo que podría influir en los resultados y en la comparación entre las diferentes posiciones y condiciones. En este sentido, aunque el participante realizó una sesión de familiarización, las diferencias bilaterales en los valores de fuerza isométrica máxima alcanzados en cada una de las variables podrían poner en duda la consistencia en la ejecución del participante y por tanto la fiabilidad de los resultados. Estudios futuros deben analizar la fiabilidad de los datos mediante diseños test-retest. Con estas consideraciones, esperamos que las futuras investigaciones puedan proporcionar resultados más robustos y generalizables, mejorando la comprensión de la participación muscular durante la ejecución de diferentes variantes del press pallof.

Conclusión

Este Trabajo Fin de Grado describe la activación de diversos músculos del core durante siete variantes del ejercicio press pallof en un sujeto practicante de Jiu-Jitsu. En base a los resultados obtenidos se pueden extraer las siguientes conclusiones:

- El participante mostró mayor capacidad de generar fuerza isométrica de torsión hacia el lado derecho, posiblemente derivado de su práctica deportiva.

- Los niveles de activación muscular necesarios para mantener la posición neutra de la región lumbo-pélvica durante el ejercicio fueron bajos (en general menor del 15% CVM), encontrando los mayores niveles de activación en los músculos EE, OI y GMd.
- Los músculos con una disposición longitudinal (RF y RA) mostraron los menores niveles de activación.
- La variante realizada en sedestación sobre un fitball (SF-PA) produjo los mayores niveles de activación en los músculos GD, EE, OE, RA, GMd y RF.
- La variante realizada de rodillas con base simétrica (DR-BS) produjo los mayores niveles de activación muscular en los músculos GMy y OI.

Se sugiere que futuras investigaciones se realicen en muestras más amplias y aplicando a los participantes fuerzas de torsión de mayor intensidad para obtener resultados más concluyentes.



Bibliografía

- Akuthota, V., Ferreira, A., Moore, T. J., & Fredericson, M. (2008b). *Core stability exercise principles. Current Sports Medicine Reports*, 7(1), 39-44. <https://doi.org/10.1097/01.csmr.0000308663.13278.69>
- Andersen, V., Fimland, M. S., Gunnarskog, A., Jungård, G., Slåttdland, R., Vraalsen, Ø. F., & Sæterbakken, A. H. (2016). Core Muscle Activation in One-Armed and Two-Armed Kettlebell Swing. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 30(5), 1196-1204. <https://doi.org/10.1519/jsc.0000000000001240>
- Barbado, D., Barbado, L. C., Elvira, J. L. L., Van Dieën, J. H., & Vera-García, F. J. (2016). Sports-related testing protocols are required to reveal trunk stability adaptations in high-level athletes. *Gait & Posture*, 49, 90-96. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.06.027>
- Barbado, D., Irlés-Vidal, B., Prat-Luri, A., García-Vaquero, M. P., & Vera-García, F. J. (2018). Training intensity quantification of core stability exercises based on a smartphone accelerometer. *PLOS ONE*, 13(12), e0208262. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0208262>
- Bjerkefors, A., Ekblom, M., Josefsson, K., & Thorstensson, A. (2010). Deep and superficial abdominal muscle activation during trunk stabilization exercises with and without instruction to hollow. *Manual Therapy*, 15(5), 502-507. <https://doi.org/10.1016/j.math.2010.05.006>
- Bliven, K. C. H., & Anderson, B. E. (2013). Core Stability Training for Injury Prevention. *Sports Health*, 5(6), 514-522. <https://doi.org/10.1177/1941738113481200>
- Bressel, E., Willardson, J. M., Thompson, B. J., & Fontana, F. (2009). Effect of instruction, surface stability, and load intensity on trunk muscle activity. *Journal Of Electromyography and Kinesiology*, 19(6), e500-e504. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.10.006>
- Calatayud, J., Borreani, S., Martín, J., Martín, F. F., Flández, J., & Colado, J. C. (2015). Core muscle activity in a series of balance exercises with different stability conditions. *Gait & Posture*, 42(2), 186-192. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.05.008>
- Chulvi-Medrano, I., García-Massó, X., Colado, J. C., Abellá, C. P., De Moraes, J. A., & Fuster, M. A. (2010). Deadlift Muscle Force and Activation Under Stable and Unstable Conditions. *The Journal Of Strength And Conditioning Research*, 24(10), 2723-2730. <https://doi.org/10.1519/jsc.0b013e3181f0a8b9>
- Doğanay, M., Bingül, B. M., & Álvarez-García, C. (2020). Effect of core training on speed, quickness and agility in young male football players. *Journal Of Sports Medicine and Physical Fitness*, 60(9). <https://doi.org/10.23736/s0022-4707.20.10999-x>
- Escamilla, R. F., Lewis, C., Pelson, A., Imamura, R., & Andrews, J. R. (2016). Muscle Activation Among Supine, Prone, and Side Position Exercises with and Without a Swiss Ball. *Sports Health*, 8(4), 372-379. <https://doi.org/10.1177/1941738116653931>
- García-Massó, X., Pellicer-Chenoll, M., Moreno, L. M. G., & Toca-Herrera, J. L. (2016). The difficulty of the postural control task affects multi-muscle control during quiet standing. *Experimental Brain Research*, 234(7), 1977-1986. <https://doi.org/10.1007/s00221-016-4602-z>

García-Massó, X., Pellicer-Chenoll, M., Moreno, L. M. G., & Toca-Herrera, J. L. (2016). The difficulty of the postural control task affects multi-muscle control during quiet standing. *Experimental Brain Research*, 234(7), 1977-1986. <https://doi.org/10.1007/s00221-016-4602-z>

Heredia-Elvar, J. R., Juan-Recio, C., Prat-Luri, A., Barbado, D., De los Ríos-Calonge, J., & Vera-García, F. J. (2023). Exercise Intensity Progressions and Criteria to Prescribe Core Stability Exercises in Young Physically Active Men: A Smartphone Accelerometer-Based Study. *The Journal of Strength And Conditioning Research*. <https://doi.org/10.1519/jsc.0000000000004630>

Holman, P. (2019). Coaching Rotation Using Anti-Rotation: Incorporate transverse-plane core work into your foundational movement training paradigm. *IDEA Fitness Journal*, 16(8), 18–22. <https://www.ph1performance.com/wp-content/uploads/2019/09/IDEA-Rotation-PDF.pdf>

Kavicic, N., Grenier, S., & McGill, S. M. (2004). Quantifying Tissue Loads and Spine Stability While Performing Commonly Prescribed Low Back Stabilization Exercises. *Spine (Philadelphia, Pa. 1976)/Spine*, 29(20), 2319-2329. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000142222.62203.67>

Kibler, W. B., Press, J. M., & Sciascia, A. (2006). The Role of Core Stability in Athletic Function. *Sports Medicine (Auckland)*, 36(3), 189-198. <https://doi.org/10.2165/00007256-200636030-00001>

Lee, B., & McGill, S. M. (2016). The effect of core training on distal limb performance during ballistic strike manoeuvres. *Journal Of Sports Sciences*, 35(18), 1768-1780. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1236207>

McGill, S. M., Karpowicz, A., Fenwick, C. M., & Brown, S. H. (2009b). Exercises for the Torso Performed in a Standing Posture: Spine and Hip Motion and Motor Patterns and Spine Load. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 1. <https://doi.org/10.1519/jsc.0b013e31818efcb3>

Moreside, J. M., Vera-García, F. J., & McGill, S. M. (2007). Trunk Muscle Activation Patterns, Lumbar Compressive Forces, and Spine Stability When Using the Bodyblade. *Physical Therapy*, 87(2), 153-163. <https://doi.org/10.2522/ptj.20060019>

Sadoghi, P., Von Keudell, A., & Vavken, P. (2012). Effectiveness of Anterior Cruciate Ligament Injury Prevention Training Programs. *Journal Of Bone and Joint Surgery. American Volume (Print Ed.)*, 94(9), 769-776. <https://doi.org/10.2106/jbjs.k.00467>

Sæterbakken, A. H., Van Den Tillaar, R., & Seiler, S. (2011). Effect of Core Stability Training on Throwing Velocity in Female Handball Players. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(3), 712-718. <https://doi.org/10.1519/jsc.0b013e3181cc227e>

Tse, M., McManus, A. M., & Masters, R. S. W. (2005). Development and Validation of a Core Endurance Intervention Program: Implications for Performance in College-Age Rowers. *The Journal Of Strength And Conditioning Research*, 19(3), 547. <https://doi.org/10.1519/15424.1>

Vera-García, F. J., Barbado, D., Moreno-Pérez, V., Hernández-Sánchez, S., Juan-Recio, C., & Elvira, J. L. L. (2015d). Core stability: evaluación y criterios para su entrenamiento. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 8(3), 130-137. <https://doi.org/10.1016/j.ramd.2014.02.005>

Vera-García, F. J., Irlés-Vidal, B., Prat-Luri, A., García-Vaquero, M. P., Barbado, D., & Juan-Recio, C. (2020). Progressions of core stabilization exercises based on postural control challenge

assessment. *European Journal of Applied Physiology*, 120(3), 567-577. <https://doi.org/10.1007/s00421-020-04313-9>

Yang, H., Lee, Y., & Jin, S. (2015). Effect of evidence-based trunk stability exercises on the thickness of the trunk muscles. *Journal Of Physical Therapy Science*, 27(2), 473-475. <https://doi.org/10.1589/jpts.27.473>

Zazulak, B. T., Hewett, T. E., Reeves, N. P., Goldberg, B., & Cholewicki, J. (2007). Deficits in Neuromuscular Control of the Trunk Predict Knee Injury Risk. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(7), 1123-1130. <https://doi.org/10.1177/0363546507301585>

Axler, C. T., & McGill, S. M. (1997). Low back loads over a variety of abdominal exercises: searching for the safest abdominal challenge. *Medicine And Science in Sports and Exercise*, 29(6), 804-811. <https://doi.org/10.1097/00005768-199706000-00011>

Calatayud, J., Escriche-Escuder, A., Cruz-Montecinos, C., Andersen, L. L., Pérez-Alenda, S., Aiguadé, R., & Casaña, J. (2019). Tolerability and Muscle Activity of Core Muscle Exercises in Chronic Low-back Pain. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 16(19), 3509. <https://doi.org/10.3390/ijerph16193509>

Escamilla, R. F., Lewis, C., Bell, D., Bramblet, G., Daffron, J., Lambert, S., Pecson, A., Imamura, R., Paulos, L. E., & Andrews, J. R. (2010). Core Muscle Activation During Swiss Ball and Traditional Abdominal Exercises. *Journal Of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 40(5), 265-276. <https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3073>

McGill, S. M., Grenier, S., Kavcic, N., & Cholewicki, J. (2003). Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *Journal Of Electromyography and Kinesiology*, 13(4), 353-359. [https://doi.org/10.1016/s1050-6411\(03\)00043-9](https://doi.org/10.1016/s1050-6411(03)00043-9)

Mullane, M., Turner, A. N., & Bishop, C. (2020). The Pallof Press. *Strength and Conditioning Journal*, 43(2), 121-128. <https://doi.org/10.1519/ssc.0000000000000596>

Mullane, M., Turner, A. N., & Bishop, C. (2020d). The Pallof Press. *Strength And Conditioning Journal*, 43(2), 121-128. <https://doi.org/10.1519/ssc.0000000000000596>

Putz, R., & Pabst, R. (2006). *Sobotta: Atlas of Human Anatomy*. Panamericana http://perpus.univpancasila.ac.id/index.php?p=show_detail&id=125505

Vera-Garca, F. J., Moreside, J. M. & McGill, S. M. (2010). MVC techniques to normalize trunk muscle EMG in healthy women. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(1), 10-16. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2009.03.010>

-Vera-García, F. J., Barbado, D., Moreno-Pérez, V., Hernández-Sánchez, S., Juan-Recio, C., & Elvira, J. L. L. (2015c). Core stability. Concepto y aportaciones al entrenamiento y la prevención de lesiones. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 8(2), 79-85. <https://doi.org/10.1016/j.ramd.2014.02.004>

Vera-Garcia, F. J., Elvira, J. L., Brown, S. H., & McGill, S. M. (2007). Effects of abdominal stabilization maneuvers on the control of spine motion and stability against sudden trunk perturbations. *Journal Of Electromyography and Kinesiology*, 17(5), 556-567. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.07.004>

Vera-Garcia, F. J., Irles-Vidal, B., Prat-Luri, A., García-Vaquero, M. P., Barbado, D., & Juan-Recio, C. (2020). Progressions of core stabilization exercises based on postural control challenge assessment. *European Journal of Applied Physiology*, 120(3), 567-577. <https://doi.org/10.1007/s00421-020-04313-9>

