

Selected Papers from Impact

Los Efectos de Realizar Ejercicios de Core Integrados en Comparación con Ejercicios Aislados

The Effects of Performing Integrated Compared to Isolated Core Exercises

Atle Hole Saeterbakken, Ajit Chaudhari, Roland van den Tillaar y Vidar Andersen

RESUMEN

Los ejercicios integrados que imitan las tareas diarias generalmente se prefieren para mejorar el rendimiento y las etapas posteriores de la rehabilitación, pero se desconoce si los ejercicios de core integrados son mejores que los ejercicios de core aislados para mejorar la activación muscular para la hipertrofia. El objetivo del estudio fue comparar la actividad electromiográfica (EMG) en rectos abdominales, oblicuos externos y erectores espinales mientras se realizaban tres condiciones de ejercicios de core integrados (estocadas) con tres ejercicios de core aislados (puente prono, puente lateral y extensión de espalda). Las tres condiciones de las estocadas fueron: sobre una superficie estable, una superficie inestable y con resistencia externa al tronco mediante una banda elástica. La resistencia externa se midió con una célula de fuerza y alcanzó un máximo de 75N. Después de una sesión de familiarización, todos los ejercicios se realizaron en una sesión experimental en orden aleatorio. Los ejercicios de core aislados se realizaron en 20 segundos y el tiempo de realización de las cinco repeticiones con estocadas se igualó (20 segundos). Se observó una actividad EMG normalizada máxima significativamente mayor en los ejercicios de core aislados en comparación con los tres ejercicios de core integrados ($P < 0,001$), con dos excepciones. Para el oblicuo externo, el ejercicio del core aislado fue sólo mayor que la estocada estable. Las estocadas con bandas elásticas sólo demostraron una mayor activación máxima de los erectores espinales en comparación con las otras condiciones de las estocadas. Comparando la actividad EMG media entre los ejercicios aislados y los tres integrados, se observaron mayores activaciones musculares al realizar los ejercicios aislados ($P < 0,001$). Las estocadas inestables no aumentaron las activaciones musculares máximas o medias del core. En conclusión, la media y la máxima actividad EMG realizando los ejercicios aislados fueron en general mayores que las tres condiciones de las estocadas. En base a estos resultados, se recomienda el uso de ejercicios de core aislados cuando el objetivo principal es mejorar la activación muscular y provocar hipertrofia, pero ejercicios integrados una vez que se alcanza la hipertrofia inicial adecuada.

Palabras Clave: CORE, ejercicios integrados, ejercicios aislados, electromiografía

ABSTRACT

Integrated exercises that mimic daily tasks are generally preferred for improving performance and the later stages of rehabilitation, but it is unknown whether integrated CORE exercises are better than isolated CORE exercises at improving muscle activation for hypertrophy. The aim of the study was to compare the electromyographic (EMG) activity in rectus

abdominis, oblique externus, and erector spinae while performing three conditions of integrated CORE exercises (lunges) with three isolated CORE exercises (prone bridge, side bridge and back extension). The three conditions of lunges were: on a stable surface, unstable surface and with external resistance to the trunk using an elastic band. The external resistance was measured with a force cell and peaked at 75N. After one familiarization session, all exercises were performed in one experimental session in randomized order. The isolated CORE exercises were performed in 20 seconds and the time performing the five repetitions with lunges was matched (20 seconds). Significantly greater peak normalized EMG activity were observed in the isolated CORE exercises compared to the three integrated CORE exercises ($P < 0.001$) with two exceptions. For the oblique externus, the isolated CORE exercise was only greater than the stable lunge. Lunges with elastic bands only demonstrated greater peak erector spinae activation compared the other lunge conditions. Comparing the mean EMG activity between the isolated and three integrated exercises, greater muscle activations were observed performing the isolated exercises ($P < 0.001$). Unstable lunges did not increase the peak or mean CORE muscle activations. In conclusion, mean and peak EMG activity performing the isolated exercises were in general greater than the three condition of lunges. Based on these results, we recommend using isolated CORE exercises when the primary goal is to improve muscle activation and elicit hypertrophy, but integrated exercises once adequate initial hypertrophy is achieved.

Keywords: CORE, integrated exercises, isolated exercises, electromyography

INTRODUCCIÓN

Las adaptaciones en el sistema músculo-esquelético para mejorar el rendimiento son específicas para el entrenamiento al que está expuesto el sistema. Para mejorar el rendimiento o la rehabilitación, los programas de entrenamiento deben dirigirse a déficits musculares específicos y establecer ejercicios óptimos para tratarlos. Existen innumerables ejercicios que se dirigen a los músculos del core para promover y mejorar el rendimiento deportivo, la salud general y prevenir el dolor en la zona lumbar de la espalda [1-5]. La mayoría de estos estudios han comparado la activación muscular del core mediante ejercicios que intentan aislar músculos del core específicos que no imitan la activación muscular del core en las actividades de la vida diaria. Es generalmente aceptado que una mejor estabilidad del core puede proporcionar una base para una mayor producción de fuerza [6-8]. El uso de superficies inestables (por ejemplo, pelotas BOSU, tablas de equilibrio, pelotas suizas, slings) es la forma más común de aumentar el requisito de estabilidad [2, 9-12]. La realización de ejercicios en una superficie inestable ha aumentado las demandas propioceptivas y ha dado lugar a una mayor activación muscular que una superficie estable [2, 4, 13-16]. Por otro lado, una superficie inestable (por ejemplo, la pelota BOSU) tiene un requerimiento de estabilidad mucho mayor que el que se requiere típicamente en las actividades de la vida diaria.

La activación muscular del core se ha comparado en diferentes condiciones de ejercicios de entrenamiento de fuerza. Por ejemplo, la realización de ejercicios de pie en lugar de sentado/supino [17, 18] y de forma unilateral en lugar de bilateral [11, 16, 19-21] aumentaba la activación muscular del core. Además, varios estudios han comparado la activación muscular del core realizando diferentes ejercicios isométricos de core dirigidos a músculos aislados (p.ej. puente prono, puente lateral) [15, 16, 22-24]. Últimamente, los estudios han comparado ejercicios aislados con ejercicios integrados (es decir, ejercicios multiarticulares como sentadillas) y han demostrado una activación muscular mayor o similar con ejercicios integrados [25-28]. Por ejemplo, sentadilla y peso muerto de alta intensidad ($>70\%$ de 1RM) causaron una activación muscular del core similar o mayor en comparación con ejercicios aislados del core como el puente lateral y el puente prono [29-31].

La estocada es una tarea funcional de soporte de peso y es comúnmente prescrita como un ejercicio terapéutico para fortalecer las extremidades inferiores y simular actividades de la vida diaria (por ejemplo, trotar, subir escaleras o saltar) [32]. La estocada se realiza unilateralmente y en posición de pie, lo que aumenta la necesidad de estabilidad del core [17, 18, 20] e integra los músculos del core en la cadena cinética con los músculos de las extremidades inferiores. Hasta donde sabemos, sólo Ekstrom et al. [33] han comparado el ejercicio de estocada con los ejercicios de core tradicionales. Ellos informaron una mayor actividad del longísimo del tórax, los multifidos, el oblicuo externo, y los rectos abdominales al realizar los puentes laterales y pronos en comparación con las estocadas. Sin embargo, las estocadas se realizaron con una sujeción de 5 segundos en el punto con flexión máxima de la rodilla, reduciendo así la especificidad hacia las tareas de la vida diaria. Además, se analizó la activación muscular como la media de una repetición. Este enfoque puede enmascarar la variación natural en los patrones de activación de la ejecución de una estocada a medida que el ejercicio cambia a lo largo de sus múltiples fases. Al incluir diferentes condiciones de la estocada (superficie estable, superficie inestable y con cargas externas al core) se puede establecer una visión más detallada de la activación muscular del core durante este ejercicio. Además, la comparación de las estocadas con los ejercicios isométricos de core daría una mayor comprensión de las diferencias entre estos tipos de ejercicios y, por lo tanto, ayudaría a los entrenadores, terapeutas y deportistas a planificar un entrenamiento de la fuerza del core que sea más eficaz y que se adapte mejor a las tareas y movimientos diarios.

Hasta donde sabemos, ningún estudio previo ha comparado ejercicios isométricos de core utilizados frecuentemente en la rehabilitación con los ejercicios dinámicos integrados de core utilizados frecuentemente en la prevención del dolor lumbar. Por lo tanto, el objetivo del estudio fue comparar la activación muscular del core en tres condiciones diferentes de la estocada (superficie estable, superficie inestable y con cargas externas al core) con los ejercicios de core isométricos tradicionales (puente prono, puente lateral y extensión de espalda). Se planteó la hipótesis de una activación similar de los músculos del core entre las estocadas con cargas externas y los ejercicios de core isométricos, pero una activación mayor que las estocadas en superficies estables e inestables.

MÉTODOS

Diseño

Se utilizó un diseño de medidas repetidas dentro de los sujetos para examinar las diferencias en la activación muscular del core, realizando tres variaciones de ejercicios dinámicos integrados del core (estocadas en superficie estable, superficie inestable y con resistencia en una superficie estable) en comparación con ejercicios isométricos de core aislados (puente prono, puente lateral y extensión de espalda). Para añadir resistencia externa, durante la realización de las estocadas, se colocó una banda elástica sobre el tórax conectada anterior (tensando el erector espinal), lateral (tensando el oblicuo externo) o posterior (tensando los rectos abdominales). Cada participante realizó un total de cinco series de estocadas. Todos los ejercicios se realizaron en una sesión en la prueba experimental. Sólo se comparó el músculo principal de las estocadas con resistencia externa con el músculo principal que realiza los ejercicios isométricos.

Participantes

Veintiuna mujeres entrenadas recreativamente y sanas (edad = $21,6 \pm 1,7$ años, estatura = $1,67 \pm 0,05$ m, masa corporal = $66,5 \pm 8,3$ kg) participaron en este estudio. Todos los participantes tenían experiencia en el entrenamiento de fuerza ($4,2 \pm 2,7$ años), pero no eran levantadores de pesas o potencia competitivos. Los participantes estaban acostumbrados a los ejercicios, pero se les instruyó que se abstuvieran de cualquier resistencia adicional o entrenamiento de core 48 horas antes de la prueba. Antes del estudio, se informó a cada sujeto de los procedimientos de prueba y de los posibles riesgos, y se obtuvo el consentimiento por escrito de cada participante.

Declaración de Ética

El estudio fue aprobado por el Centro Noruego de Datos de Investigación antes de su inicio. El estudio se ajustó a la última revisión de la Declaración de Helsinki, a las pautas éticas del Sogn og Fjordane University College (Noruega) y a las leyes y reglamentos noruegos. Los participantes fueron informados (tanto por escrito como oralmente) sobre todos los procedimientos de prueba y entrenamiento y dieron su consentimiento informado por escrito para participar antes de entrar en el estudio. Además, el participante dio su consentimiento informado por escrito (de acuerdo con las pautas de consentimiento de PLOS) para que las imágenes se reprodujeran en este manuscrito. El individuo en este manuscrito ha dado su consentimiento informado por escrito (como se indica en el formulario de consentimiento de PLOS) para publicar estos detalles del caso.

Procedimientos de Prueba

Los participantes realizaron todos los ejercicios en orden aleatorio en cada una de las dos sesiones, la sesión de familiarización (3-10 días antes) y la sesión de prueba. En la sesión de familiarización se midió la distancia entre el trocánter mayor y el suelo. La misma longitud se midió en el suelo y se utilizó para determinar la distancia de las estocadas. Los participantes colocaron el talón en un marcador y tuvieron que pasar el siguiente con el talón para hacer una repetición exitosa. Los participantes realizaron las estocadas descalzos con la misma posición inicial (de pie y erguidos) y con un balanceo natural en la espalda (ver Fig. 1). Realizaron las estocadas descalzos para evitar diferencias en el soporte del tobillo de los diferentes calzados de los participantes. El calzado con mejor soporte para el tobillo permite un mejor equilibrio, estabilidad y control que el calzado con menos soporte [34-36].



Figura 1. La estocada en una superficie estable o en una superficie inestable.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0212216.g001>

Antes de comenzar las estocadas, se les pidió a los participantes que se pararan erguidos y miraran hacia adelante con los brazos a los lados. Luego se instruyó a los participantes para que mantuvieran una postura erguida en el torso y la espalda mientras realizaban las estocadas, pero se les instruyó que usaran el brazo contralateral para imitar un paso. Se tuvo que mantener la misma postura de espalda y sólo se probó el pie preferido. El movimiento excéntrico se detuvo cuando la rodilla del pie preferido estaba sobre los dedos y la rodilla opuesta estaba cerca, pero no tocando el piso (ver Fig. 1). Todos los participantes realizaron seis repeticiones de cada tipo de estocada donde las últimas cinco repeticiones se utilizaron para análisis adicionales. Una repetición duró cuatro segundos (dos segundos en la fase excéntrica y concéntrica) y se utilizó un metrónomo (60 bpm) para controlar la velocidad. Se permitió que los brazos se balancearan como en un paso normal. Las líneas entre las crestas ilíacas y entre los acromiones de los hombros tenían que ser horizontales durante las estocadas. Si los participantes perdían el equilibrio, se cancelaba el ejercicio y se hacía un nuevo intento de completar seis repeticiones. Cada serie de seis estocadas se separó con una pausa de dos minutos para descansar. Los participantes usaron entre 1 y 2 intentos para completar las pruebas.

Se realizaron tres variaciones de las estocadas como ejercicios para integrar los músculos del core. Las variaciones fueron estocadas en 1) una superficie estable, 2) una superficie inestable o 3) una superficie estable con una resistencia horizontal externa. Las variaciones de las estocadas se realizaron sin pesos adicionales ni resistencia vertical. Cuando se realizan estocadas en una superficie inestable (Fig. 1), el pie que avanza tiene que aterrizar en una plataforma de equilibrio (Airex balance pad elite, Fysiopartner AS, Noruega). Realizando las estocadas sobre una superficie estable, el criterio fue idéntico a la superficie inestable, pero sin la plataforma de equilibrio (Fig. 1). Las estocadas con resistencia externa se realizaron en tres series con la resistencia externa añadida unida a la parte superior del cuerpo en tres direcciones diferentes (anterior, posterior y lateral) para enfatizar los diferentes músculos del core. La banda elástica se colocó en la parte anterior de los participantes cuando los participantes realizaron una estocada hacia atrás. Los participantes tuvieron que activar más los erectores espinales para mantener un balanceo natural de la parte baja de la espalda (Fig. 2), mientras que se activaron más los rectos abdominales cuando la banda elástica fue colocada posteriormente cuando los participantes realizaron una estocada hacia adelante (Fig. 2). Al sujetar la banda elástica lateral de los participantes mientras realizaban una estocada hacia adelante, los músculos oblicuos tenían que ser activados más en el lado contralateral (Fig. 2). Por lo tanto, la banda elástica se colocó en el lado izquierdo si el pie dominante de los participantes era el derecho. La resistencia externa de la banda elástica se midió con una célula de fuerza (Ergotest Technology AS, Langesund, Noruega) unida a la banda elástica (Fig. 2). La resistencia media (mínima y máxima) que realiza las repeticiones con las bandas elásticas colocadas lateral, anterior y posterior fue de $71,6 \pm 0,8\text{N}$ ($69,2 \pm 1,5\text{N}$ y $81,7 \pm 1,5\text{N}$), $81,0 \pm 1,8\text{N}$ ($73,3 \pm 1,5\text{N}$ y $88,0 \pm 1,6\text{N}$) y $52,9 \pm 0,9\text{N}$ ($37,1 \pm 1,3\text{N}$ y $74,0 \pm 1,8\text{N}$).



Figura 2. La estocada con carga externa en una estocada hacia adelante, estocada hacia atrás y estocada hacia delante con banda elástica desde el lateral.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0212216.g002>

Se utilizaron tres ejercicios diferentes para desafiar a cada músculo del core en un estado aislado. Los ejercicios fueron el puente prono (rectos abdominales), el puente lateral (oblicuos externos) y la extensión de espalda (erectores espinales) (Fig. 3). Todos los ejercicios se realizaron en 20 segundos para que coincidieran con el tiempo de trabajo de las estocadas [29]. Los tres ejercicios se realizaron con una alineación neutra en la columna vertebral y la pelvis [37]. El puente prono se realizó con 90 grados de flexión de codo y hombro y 30 grados de flexión plantar de tobillo (Fig. 3). La distancia entre los dedos del pie y el codo se midió durante la sesión de familiarización y se repitió en la sesión experimental [37].



Figura 3. Los tres ejercicios de core aislados: puente prono, puente lateral y extensión de espalda.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0212216.g003>

Para realizar el puente lateral, los participantes colocaron su pie superior anterior al inferior. El ejercicio se realizó sobre el antebrazo con una línea recta a través del cuerpo (Fig. 3). La distancia entre el antebrazo y el pie inferior se midió en la sesión de familiarización y se repitió en la sesión experimental.

La prueba de Biering-Sorensen se utilizó para aislar los erectores espinales en la extensión de espalda [21, 38]. Los participantes se recostaron decúbito prono sobre una mesa con una posición horizontal (Fig. 3). La punta de la cresta ilíaca descansaba en el borde de la mesa con los brazos cruzados sobre el pecho. Una persona sujetaba los tobillos del participante.

Medidas

Los electrodos de EMG de superficie se colocaron en los rectos abdominales (3 cm laterales al ombligo), los oblicuos externos (aproximadamente a 15 cm del ombligo) y los erectores espinales (a L1 y 3 cm laterales a la apófisis espinosa) (5,

17, 25). Antes de la colocación de los electrodos autoadhesivos recubiertos de gel (Dri-Stick Silver Circular sEMG Electrodes AE-131, NeuroDyne Medical, EE.UU.), se rasuró la piel y se lavó con alcohol (17). Los electrodos (diámetro de contacto = 11 mm, distancia entre centros = 20 mm) se colocaron en el lado contralateral del core de la pierna dominante (5, 26). Se utilizó un sistema de registro EMG comercial para medir la activación EMG (MuscleLab 4020e, Ergotest Technology AS, Langesund, Noruega). Para minimizar el ruido inducido por fuentes externas a través de los cables de señal, la señal EMG bruta fue amplificada y filtrada usando un preamplificador ubicado lo más cerca posible del punto de captación. El preamplificador tenía una relación de rechazo de modo común de 100 dB. La señal EMG bruta se filtró (filtro Butterworth de cuarto orden) con frecuencias de corte de 8 Hz y 600 Hz. Las señales EMG filtradas se convirtieron a señales RMS utilizando una red de circuitos de hardware (respuesta de frecuencia = 0-600 kHz, promedio constante = 100 ms, error total = $\pm 0,5\%$). Finalmente, la señal convertida-RMS fue muestreada a 100 Hz usando un convertidor A/D de 16 bits (AD637). Se utilizó un software comercial (MuscleLab V8.13, Ergotest Technology AS, Langesund, Noruega) para analizar los datos EMG almacenados.

Se colocó un encoder lineal (frecuencia de muestreo de 100 Hz, sincronizado con EMG; ET-Enc-02, Ergotest Technology AS, Langesund, Noruega) en la cadera de los participantes para identificar el comienzo y el final de cada repetición. El encoder lineal se sincronizó con las mediciones EMG mediante el hardware Musclelab 4020e (Ergotest Technology AS, Langesund, Noruega). El comienzo de la segunda repetición y el final de la sexta repetición se identificaron para cada una de las tres condiciones de estocadas (5 repeticiones de 4 segundos = período de 20 segundos). Se utilizó un enfoque similar para los ejercicios de core aislados. Los participantes establecieron la posición inicial y cuando se estableció una posición correcta, un líder de la prueba tiró ligeramente del encoder para marcar los datos con un pequeño pico para identificar el inicio del ejercicio. Los participantes mantuvieron la posición y después de 20 segundos (identificados por un cronómetro), el líder de la prueba volvió a mover el encoder para marcar el final del ejercicio. Se calculó la media de las actividades EMG RMS durante el período de 20 segundos para cada ejercicio y se usó para análisis adicionales. Además, valor más alto de la media de 500 ms de la actividad EMG se identificó como la EMG máxima (ver Fig. 4) para cada repetición de las tres condiciones de las estocadas. De las cinco repeticiones, se utilizó la actividad EMG máxima media de estas cinco repeticiones para los análisis adicionales. Finalmente, todos los datos EMG se normalizaron a una contracción isométrica voluntaria máxima de 5 segundos (MVC). El valor medio de los 3 segundos con mayor actividad EMG se utilizó como MVC. Los sit-ups (flexión de cadera y rodilla de 90 grados), la extensión de espalda (decúbito prono en el suelo) y los sit-ups con una rotación en la parte superior del cuerpo se utilizaron para medir la MVC y se describen en detalle en otra parte [27, 33]. Se agregó resistencia manual a cada ejercicio para obtener la MVC [29].

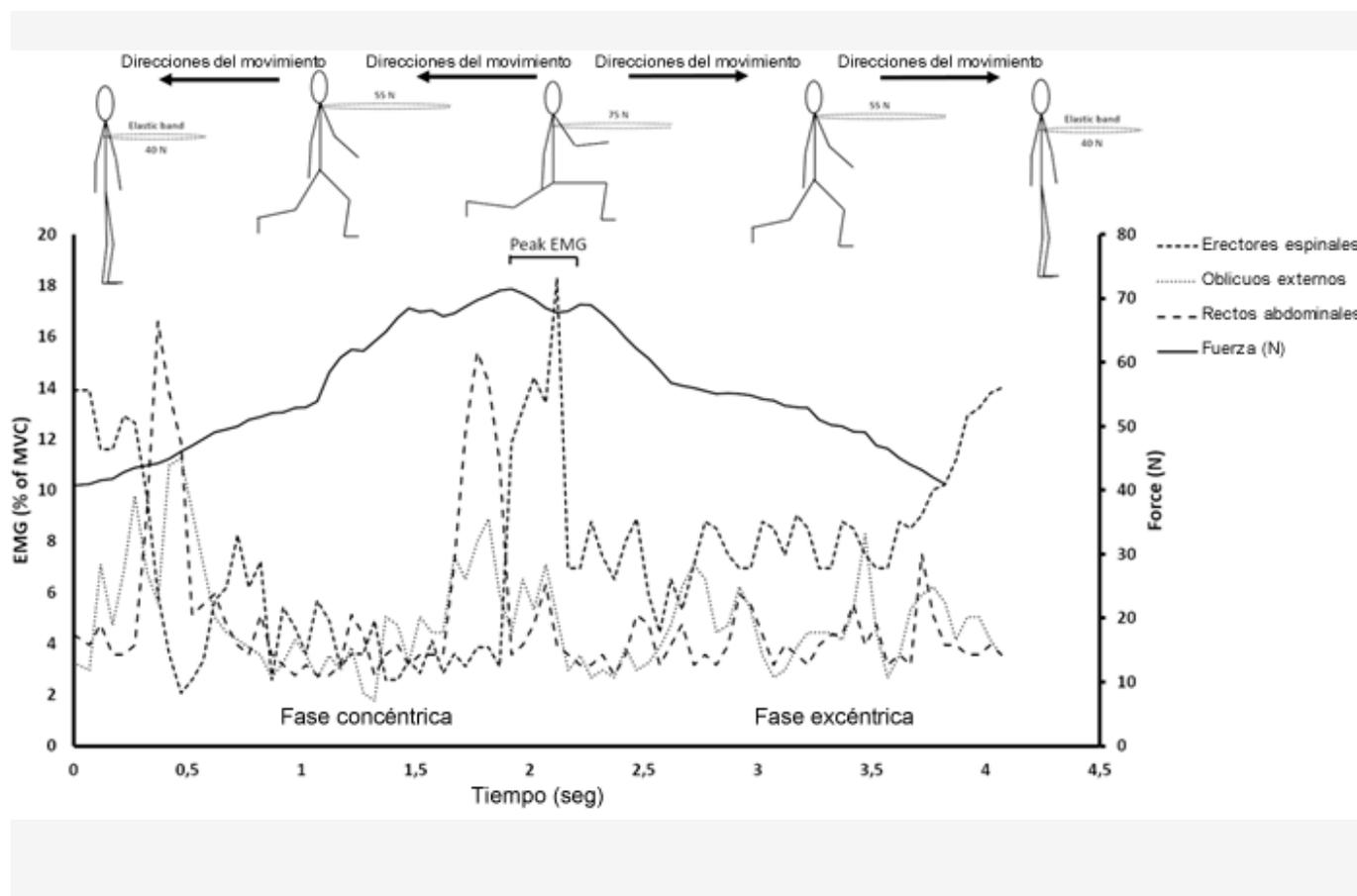


Figura 4. Un ejemplo típico de la variación de la activación muscular del core realizando una estocada hacia atrás.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0212216.g004>

Análisis Estadístico

Para evaluar las diferencias en la actividad muscular media y máxima entre los ejercicios de core (puente prono, puente lateral y extensión de espalda) y las tres condiciones de estocadas (en una superficie estable, superficie inestable y con carga externa), se crearon modelos de efectos mixtos para la activación media normalizada y la activación máxima normalizada de cada músculo con el sujeto como un efecto aleatorio y la condición como un efecto fijo. Las pruebas HSD de Tukey se utilizaron para identificar diferencias significativas por pares entre las condiciones. Un tamaño del efecto de 0,2 se consideró pequeño, mientras que 0,5 y 0,8 se consideraron medianos y grandes, respectivamente. Para los análisis estadísticos se utilizó el JMP 10 (SAS Institute, Cary, NC, EEUU). $P \leq 0,05$ se consideró estadísticamente significativo.

Resultados

Los resultados resumidos se presentan en la Tabla 1 como medias de mínimos cuadrados, con intervalos de confianza de \pm 95% y con el tamaño del efecto de la *d* de Cohen (ES) al comparar los ejercicios.

Tabla 1. Un resumen de los resultados comparando los ejercicios.

Muscle	Condition	Least Square Mean (% MVC*)	95% CI*	Difference from Stable	SE* of Difference from Stable	Estimated Cohen's d with n = 20
Erector Spinae	Isolated	39,5	[33,6,45,4]	21,1	3,1	1,52
	Elastic	28,3	[22,34,6]	9,9	3,2	0,69
	Unstable	19,5	[13,4,25,7]	1,2	3,2	0,08
	Stable	18,3	[12,3,24,4]	-	-	-
Obliquus Externus	Isolated	44,3	[32,3,56,3]	19,8	7,3	0,61
	Elastic	38,5	[25,6,51,4]	14,1	7,5	0,42
	Unstable	26,5	[13,6,39,4]	2,0	7,5	0,06
	Stable	24,5	[11,9,37,1]	-	-	-
Rectus Abdominis	Isolated	45,0	[35,5,54,5]	16,9	5,3	0,72
	Elastic	29,6	[19,7,39,6]	1,5	5,3	0,06
	Unstable	29,0	[19,3,38,8]	0,9	5,3	0,04
	Stable	28,1	[18,4,37,9]	-	-	-
Erector Spinae	Isolated	39,7	[35,3,44]	23,5	1,9	2,73
	Elastic	20,8	[16,4,25,1]	4,6	1,9	0,53
	Unstable	17,0	[12,6,21,3]	0,8	1,9	0,09
	Stable	16,2	[11,9,20,6]	-	-	-
Obliquus Externus	Isolated	44,3	[33,5,55,1]	28,3	6,2	1,02
	Elastic	24,6	[13,8,35,4]	8,6	6,2	0,31
	Unstable	21,7	[10,9,32,5]	5,7	6,2	0,21
	Stable	16,0	[5,2,26,7]	-	-	-
Rectus Abdominis	Isolated	45,0	[39,2,50,9]	28,8	3,3	1,95
	Elastic	15,7	[9,9,21,4]	-0,5	3,3	-0,04
	Unstable	17,2	[11,5,22,9]	1,0	3,3	0,07
	Stable	16,2	[10,4,21,9]	-	-	-

*MVC = Maximal Voluntary Contraction, CI = Confidence Interval, SE = Standard Error.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0212216.t001>

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0212216.t001>

Se observaron diferencias significativas en la actividad máxima EMG normalizada en rectos abdominales, oblicuos externos y erectores espinales entre ejercicios (todos $P < 0,0001$, Tabla 1) utilizando el modelo de efectos mixtos (Fig. 5). Las siguientes comparaciones por pares mostraron que para los erectores espinales y los rectos abdominales, los ejercicios aislados resultaron en una actividad máxima significativamente más alta que todas las condiciones de estocadas. Para los oblicuos externos, la única diferencia significativa en la actividad máxima fue entre la estocada aislada y la estocada estable. Para la activación de los erectores espinales, la estocada con bandas elásticas también fue significativamente más alta que las estocadas inestables o estables.

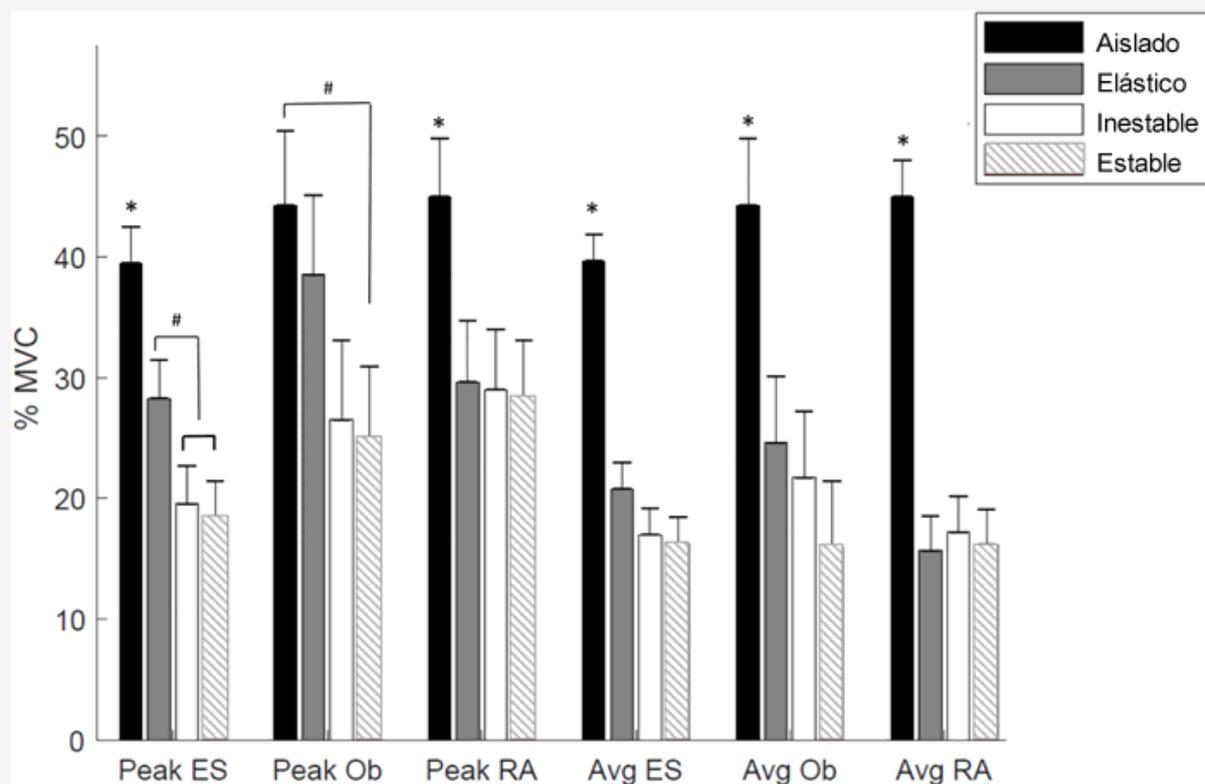


Figura 5. La actividad muscular máxima normalizada y la media (media \pm SD) en los diferentes ejercicios.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0212216.g005>

Al comparar la actividad EMG media en rectos abdominales, oblicuos externos y erectores espinales durante los diferentes ejercicios de core (Tabla 1), de nuevo el efecto fijo de la condición fue estadísticamente significativo (todos $P < 0,0002$). La comparación posterior por pares demostró que para cada músculo, el ejercicio aislado provocó una actividad EMG media significativamente mayor que todas las condiciones de estocadas. Sin embargo, no se observaron diferencias significativas en la actividad EMG media entre las condiciones de estocada (Fig. 5).

DISCUSIÓN

Los principales hallazgos de este estudio fueron que los ejercicios de core aislados demostraron una mayor activación muscular media y máxima en comparación con las tres condiciones de estocadas (ejercicios de core integrados) en la mayoría de las condiciones. Las diferencias entre la estocada con la banda elástica y las otras estocadas fueron pequeñas a moderadas para los erectores espinales, pequeñas a moderadas para los oblicuos externos, y mínimas para los rectos abdominales. La estocada inestable no pareció proporcionar ningún beneficio sobre la estocada estable en estas activaciones musculares.

Como se estableció en la hipótesis, se observó una mayor activación media del core entre los ejercicios de core aislados y los tres ejercicios de core integrados (estocadas). Una mayor activación muscular del core durante los ejercicios de core aislados al analizar la activación media de las diferentes condiciones de estocadas, puede ser el resultado de un torque diferente actuando sobre el core [18, 20]. Todos los ejercicios de core aislados se realizaron horizontalmente con un brazo de momento más grande del core que realizando la estocada en una posición vertical del core. Además, la gravedad causará una mayor carga del centro del cuerpo (core) en una posición horizontal que en una vertical. Ambos factores pueden explicar la activación muscular inferior cuando se realizan las diferentes condiciones de la estocada. Esta especulación es consistente con los hallazgos de Comfort y colegas [27] que compararon los ejercicios aislados de core con los ejercicios integrados de core (sentadillas frontales y traseras). Demostraron una mayor actividad de los rectos abdominales al realizar el puente prono en comparación con las dos condiciones de sentadilla, pero una activación similar de los erectores espinales. Es importante destacar que los ejercicios aislados de los erectores espinales se realizaron como

un ejercicio de extensión de espalda, pero sobre una pelota Suiza. Esta modificación reduce el torque del core (brazo de momento inferior debido a la colocación de la pelota y la parte superior del cuerpo más elevada) en comparación con el presente estudio. En segundo lugar, los erectores espinales son un extensor principal de la pelvis. Debido a la posición más vertical del tronco que realiza las estocadas antes que las sentadillas, se esperaría una mayor activación muscular al realizar sentadillas en comparación con el ejercicio de estocadas (menor torque) en el presente estudio.

Se observó una mayor activación máxima del core en los rectos abdominales y los erectores espinales cuando se realizaron ejercicios aislados en comparación con las tres condiciones de estocadas. En el caso de los músculos oblicuos externos, la activación de los músculos que realizaban el ejercicio de core aislado (puente lateral) era sólo mayor que la estocada estable. Estos resultados fueron en parte como la hipótesis, ya que los autores esperaban que el aumento de torque del core durante las estocadas con una banda elástica resultaría en una activación muscular similar del core a la de los ejercicios aislados. El aumento del torque del core probablemente resultó en una mayor activación de los erectores espinales usando las bandas elásticas que en las estocadas estables e inestables sin ninguna resistencia externa más allá del peso corporal. Anteriormente se han informado resultados similares [15].

Realizando las estocadas, se eleva un pie antes de bajarlo al suelo. En la Fig. 4, hay un "pico" de activación muscular del core - el cambio de excéntrico a concéntrico. El pico implica una desaceleración antes de una aceleración del cuerpo donde la activación muscular del core aumenta para mantener la posición del tronco. Al levantar el pie, las activaciones de los músculos del core se redujeron a casi un mínimo en comparación con la activación máxima en el empuje (cambio de fase concéntrica a excéntrica) y el inicio/final de cada repetición (cambio de fase excéntrica a concéntrica). Estas variaciones en las activaciones musculares del core a través de una repetición enmascaran la activación máxima cuando sólo se analiza la activación media. Estudios anteriores comparables han analizado la activación media del core, y esta puede ser la razón por la que los ejercicios de core aislados han demostrado una mayor activación muscular que los ejercicios de core integrados de baja carga [27, 33]. En contraste con nuestros hallazgos, los estudios que incluyeron carga externa de alta intensidad (70% de 1RM) han demostrado una mayor activación al realizar ejercicios de core integrados en comparación con los ejercicios aislados [29, 30].

Estudios anteriores han demostrado un aumento de la activación muscular del core al aumentar la resistencia [39, 40] y el torque [17, 18, 20]. Por ejemplo, Sundstrup y colegas [41] demostraron una mayor activación de los rectos abdominales al realizar el crunch en una pelota Suiza en comparación con el crunch en una máquina de entrenamiento. Por lo tanto, fue sorprendente que las estocadas con carga externa no proporcionaran una mayor activación muscular que las estocadas en una superficie estable e inestable, a pesar de que demostraron una activación más baja que los ejercicios de core aislados. Por lo tanto, se puede especular que una carga externa de 75N no era suficiente [29, 30]; sin embargo, las pruebas piloto demostraron que los participantes no eran capaces de realizar correctamente las estocadas cuando se aplicaba una fuerza mayor. El presente estudio no examinó los glúteos ni los cuádriceps. Se podría especular que los glúteos y los cuádriceps pueden haber contribuido en mayor medida a evitar la extensión o la flexión al realizar las estocadas con bandas elásticas. Por lo tanto, los estudios adicionales deben incluir la medición de estos grupos musculares.

Como en la hipótesis, se observó una activación muscular similar comparando la superficie estable con la inestable. Una activación muscular similar puede haber sido causada por una carga similar o por requisitos de estabilidad relativamente similares del core. Estudios anteriores que examinaban la activación muscular del core mediante ejercicios de los miembros inferiores han utilizado la contracción isométrica [42, 43] o la resistencia de alta intensidad [9]. Sin embargo, Calatayud et al. [16] examinaron la activación muscular del core de los ejercicios de puentes supinos bilaterales y unilaterales realizados en una superficie estable e inestable (slings). Se observó una activación similar de los músculos del core entre las condiciones [16], lo cual es consistente con los presentes hallazgos. Aún así, algunos estudios previos han demostrado una mayor activación de los músculos del core cuando se realizan ejercicios en una superficie inestable en comparación con una superficie estable [2, 9]. Sin embargo, se examinaron ejercicios de fortalecimiento del core (sit-ups) que pueden explicar los resultados contradictorios del presente estudio. Para los estudios que han examinado los ejercicios multiarticulares, los resultados no son concluyentes [11, 27, 33, 42].

Varios estudios anteriores han demostrado la posibilidad de aumentar la activación de los músculos del core en diferentes ejercicios de fuerza y de core [16, 25, 44]. Sin embargo, pocos estudios han comparado los ejercicios tradicionales de rehabilitación aislando grupos musculares específicos con ejercicios que integran el core [27, 33]. Estos ejercicios pueden imitar las tareas diarias, prevenir el dolor lumbar o mejorar el rendimiento deportivo de una manera más funcional [37]. En las tareas diarias, los músculos del core deben estar activados y coordinados para resistir las fuerzas (es decir, mantener la posición del tronco bajando o levantando una bolsa). Cuando los clientes realizan ejercicios de core integrados, se pueden observar déficits musculares con ojos entrenados y experimentados. Los presentes resultados demostraron tanto ventajas como limitaciones utilizando un enfoque integrado. Las estrategias para minimizar la disfunción entre los estabilizadores locales y globales [45] pueden tener mayor impacto para prevenir el dolor lumbar que para mejorar la fuerza del core. Por ejemplo, menos del 25% de la contracción voluntaria máxima es necesaria para endurecer los segmentos espinales en el core [46, 47]. Por lo tanto, el uso del entrenamiento de core integrado puede combinar estabilidad, fuerza y control motor,

lo que puede mejorar la locomoción en el movimiento diario.

El presente estudio tiene varias limitaciones. Para la medición de la EMG, siempre existe un riesgo inherente de diafonía entre los músculos circundantes, además de preocupaciones metodológicas con las mediciones dinámicas de EMG. Segundo, todos los participantes eran personas sanas sin dolor lumbar y los resultados no necesariamente pueden ser generalizables a otras poblaciones. En tercer lugar, el presente estudio fue un estudio agudo. Una intervención de entrenamiento que examine los efectos crónicos puede haber dado lugar a un resultado diferente. Por último, también se podría especular que la gran desviación estándar y el pequeño número de participantes podrían haber dado lugar a un error de tipo II.

En conclusión, los ejercicios de core aislados demostraron una mayor activación muscular máxima y media del core en comparación con las tres condiciones de estocadas. Además, no se observaron diferencias en la activación muscular media y máxima entre la estocada estable y la inestable. Por lo tanto, recomendamos el uso de ejercicios de core isométricos aislados para la activación máxima de los músculos del core, pero para imitar la especificidad y mejorar la capacidad de realizar las tareas diarias o el rendimiento deportivo, recomendamos el uso de ejercicios que integren los músculos del core.

Información Complementaria

S1 Archivo. Datos EMG.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0212216.s001>

(XLSX)

Agradecimientos

Los autores agradecen a los participantes por su participación y especialmente a Torbjorn Storkersen y Vilde Ivarhus por reclutar participantes y realizar las sesiones de familiarización. El estudio se llevó a cabo sin ningún tipo de financiación de empresas, fábricas u organizaciones externas.

REFERENCIAS

1. Saeterbakken AH, van den Tillaar R, Seiler S. (2011). Effect of core stability training on throwing velocity in female handball players. *J Strength Cond Res.* 2011;25(3):712-8. Epub 2010/06/29. pmid:20581697.
2. Vera-Garcia FJ, Grenier SG, McGill SM. (2000). Abdominal muscle response during curl-ups on both stable and labile surfaces. *Physical therapy.* 2000;80(6):564-9. Epub 2000/06/08. pmid:10842409.
3. Garcia-Vaquero MP, Moreside JM, Brontons-Gil E, Peco-Gonzalez N, Vera-Garcia FJ. (2012). Trunk muscle activation during stabilization exercises with single and double leg support. *J Electromyogr Kinesiol.* 2012. Epub 2012/03/23. pmid:22436839.
4. Cosio-Lima LM, Reynolds KL, Winter C, Paolone V, Jones MT. (2003). Effects of physioball and conventional floor exercises on early phase adaptations in back and abdominal core stability and balance in women. *Journal of Strength and Conditioning Research.* 2003;17(4):721-5. Epub 2003/11/26. pmid:14636114.
5. McGill SM. (1998). Low back exercises: evidence for improving exercise regimens. *Phys Ther.* 1998;78(7):754-65. Epub 1998/07/22. pmid:9672547.
6. Willardson JM. (2007). Core stability training: applications to sports conditioning programs. *Journal of Strength and Conditioning Research.* 2007;21(3):979-85. Epub 2007/08/10. pmid:17685697.
7. Saeterbakken AH, van den Tillaar R, Seiler S. (2011). Effect of core stability training on throwing velocity in female handball players. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association.* 2011;25(3):712-8. Epub 2010/06/29. pmid:20581697.
8. Reed CA, Ford KR, Myer GD, Hewett TE. (2012). The effects of isolated and integrated 'core stability' training on athletic performance measures: a systematic review. *Sports Med.* 2012;42(8):697-706. Epub 2012/07/13. pmid:22784233.
9. Saeterbakken AH, Andersen V, Jansson J, Kvellestad AC, Fimland MS. (2014). Effects of BOSU ball(s) during sit-ups with body weight and added resistance on core muscle activation. *J Strength Cond Res.* 2014;28(12):3515-22. pmid:24936903.
10. Behm DG, Drinkwater EJ, Willardson JM, Cowley PM. (2010). The use of instability to train the core musculature. *Applied Physiology Nutrition and Metabolism-Physiologie Appliquee Nutrition Et Metabolisme.* 2010;35(1):91-108. pmid:20130672
11. Behm DG, Leonard AM, Young WB, Bonsey WAC, MacKinnon SN. (2005). Trunk muscle electromyographic activity with unstable and unilateral exercises. *Journal of Strength and Conditioning Research.* 2005;19(1):193-201. pmid:15705034
12. Byrne JM, Bishop NS, Caines AM, Crane KA, Feaver AM, Pearcey GE. (2014). Effect of using a suspension training system on muscle activation during the performance of a front plank exercise. *J Strength Cond Res.* 2014;28(11):3049-55. Epub 2014/05/07. pmid:24796979.
13. Norwood JT, Anderson GS, Gaetz MB, Twist PW. (2007). Electromyographic activity of the trunk stabilizers during stable and unstable bench press. *Journal of Strength and Conditioning Research.* 2007;21(2):343-7. Epub 2007/05/29.

pmid:17530936.

14. Willardson JM, Fontana FE, Bressel E. (2009). Effect of surface stability on core muscle activity for dynamic resistance exercises. *Int J Sports Physiol Perform.* 2009;4(1):97-109. Epub 2009/05/07. pmid:19417231.
15. Calatayud J, Casana J, Martin F, Jakobsen MD, Colado JC, Andersen LL. (2017). Progression of Core Stability Exercises Based on the Extent of Muscle Activity. *Am J Phys Med Rehabil.* 2017;96(10):694-9. Epub 2017/02/06. pmid:28157133.
16. Calatayud J, Casana J, Martin F, Jakobsen MD, Colado JC, Gargallo P, et al. (2017). Trunk muscle activity during different variations of the supine plank exercise. *Musculoskelet Sci Pract.* 2017;28:54-8. pmid:28171779.
17. Santana JC, Vera-Garcia FJ, McGill SM. (2007). A kinetic and electromyographic comparison of the standing cable press and bench press. *Journal of Strength and Conditioning Research.* 2007;21(4):1271-7. Epub 2007/12/14. pmid:18076235.
18. Saeterbakken AH, Fimland MS. (2012). Muscle activity of the core during bilateral, unilateral, seated and standing resistance exercise. *European journal of applied physiology.* 2012;112(5):1671-8. pmid:21877146.
19. Andersen V, Fimland MS, Gunnarskog A, Jungard GA, Slatland RA, Vraalsen OF, et al. (2016). Core Muscle Activation in One-Armed and Two-Armed Kettlebell Swing. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association.* 2016;30(5):1196-204. Epub 2015/10/17. pmid:26473519.
20. Saeterbakken A, Andersen V, Brudeseth A, Lund H, Fimland MS. (2015). The Effect of Performing Bi- and Unilateral Row Exercises on Core Muscle Activation. *Int J Sports Med.* 2015;36(11):900-5. pmid:26134664.
21. Fenwick CM, Brown SH, McGill SM. (2009). Comparison of different rowing exercises: trunk muscle activation and lumbar spine motion, load, and stiffness. *J Strength Cond Res.* 2009;23(2):350-8. pmid:19197209.
22. Oliver GD, Stone AJ, Plummer H. (2010). Electromyographic examination of selected muscle activation during isometric core exercises. *Clin J Sport Med.* 2010;20(6):452-7. pmid:21079441.
23. Monfort-Panego M, Vera-Garcia FJ, Sanchez-Zuriaga D, Sarti-Martinez MA. (2009). Electromyographic studies in abdominal exercises: a literature synthesis. *J Manipulative Physiol Ther.* 2009;32(3):232-44. pmid:19362234.
24. Clark KM, Holt LE, Sinyard J. (2003). Electromyographic comparison of the upper and lower rectus abdominis during abdominal exercises. *J Strength Cond Res.* 2003;17(3):475-83. pmid:12930172.
25. Gottschall JS, Mills J, Hastings B. (2013). Integration core exercises elicit greater muscle activation than isolation exercises. *J Strength Cond Res.* 2013;27(3):590-6. pmid:22580983.
26. Desai I, Marshall PW. (2010). Acute effect of labile surfaces during core stability exercises in people with and without low back pain. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010;20(6):1155-62. Epub 2010/08/31. pmid:20801670.
27. Comfort P, Pearson SJ, Mather D. (2011). An electromyographical comparison of trunk muscle activity during isometric trunk and dynamic strengthening exercises. *J Strength Cond Res.* 2011;25(1):149-54. pmid:21157393.
28. Snarr RL, Esco MR. (2013). Electromyographic comparison of traditional and suspension push-ups. *J Hum Kinet.* 2013;39:75-83. pmid:24511343.
29. Hamlyn N, Behm DG, Young WB. (2007). Trunk muscle activation during dynamic weight-training exercises and isometric instability activities. *Journal of Strength and Conditioning Research.* 2007;21(4):1108-12. Epub 2007/12/14. pmid:18076231.
30. Nuzzo JL, McCaulley GO, Cormie P, Cavill MJ, McBride JM. (2008). Trunk muscle activity during stability ball and free weight exercises. *Journal of Strength and Conditioning Research.* 2008;22(1):95-102. Epub 2008/02/26. pmid:18296961.
31. van den Tillaar R, Saeterbakken AH. (2018). Comparison of Core Muscle Activation between a Prone Bridge and 6-RM Back Squats. *J Hum Kinet.* 2018;62:43-53. Epub 2018/06/21. pmid:29922376.
32. Jakobsen MD, Sundstrup E, Andersen CH, Aagaard P, Andersen LL. (2013). Muscle activity during leg strengthening exercise using free weights and elastic resistance: effects of ballistic vs controlled contractions. *Hum Mov Sci.* 2013;32(1):65-78. pmid:23231756.
33. Ekstrom RA, Donatelli RA, Carp KC. (2007). Electromyographic analysis of core trunk, hip, and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2007;37(12):754-62. pmid:18560185.
34. Smith BS, Burton B, Johnson D, Kendrick S, Meyer E, Yuan W. (2015). Effects of wearing athletic shoes, five-toed shoes, and standing barefoot on balance performance in young adults. *Int J Sports Phys Ther.* 2015;10(1):69-74. Epub 2015/02/25. pmid:25709865.
35. Robbins S, Waked E, Gouw GJ, McClaran J. (1994). Athletic footwear affects balance in men. *British journal of sports medicine.* 1994;28(2):117-22. Epub 1994/06/01. pmid:7921911.
36. Notarnicola A, Maccagnano G, Pesce V, Tafuri S, Mercadante M, Fiore A, et al. (2015). Effect of different types of shoes on balance among soccer players. *Muscles Ligaments Tendons J.* 2015;5(3):208-13. Epub 2015/11/26. pmid:26605197.
37. Oliver GD, Dwelly PM, Sarantis ND, Helmer RA, Bonacci JA. (2010). Muscle activation of different core exercises. *J Strength Cond Res.* 2010;24(11):3069-74. pmid:20733527.
38. McGill SM, Childs A, Liebenson C. (1999). Endurance times for low back stabilization exercises: clinical targets for testing and training from a normal database. *Arch Phys Med Rehabil.* 1999;80(8):941-4. Epub 1999/08/24. pmid:10453772.
39. McBride JM, Larkin TR, Dayne AM, Haines TL, Kirby TJ. (2010). Effect of absolute and relative loading on muscle activity during stable and unstable squatting. *Int J Sports Physiol Perform.* 2010;5(2):177-83. pmid:20625190.
40. Alkner BA, Tesch PA, Berg HE. (2000). Quadriceps EMG/force relationship in knee extension and leg press. *Med Sci Sports Exerc.* 2000;32(2):459-63. Epub 2000/02/29. pmid:10694132.
41. Sundstrup E, Jakobsen MD, Andersen CH, Jay K, Andersen LL. (2012). Swiss ball abdominal crunch with added elastic resistance is an effective alternative to training machines. *Int J Sports Phys Ther.* 2012;7(4):372-80. pmid:22893857.
42. Wahl MJ, Behm DG. (2008). Not all instability training devices enhance muscle activation in highly resistance-trained individuals. *Journal of Strength and Conditioning Research.* 2008;22(4):1360-70. Epub 2008/06/12. pmid:18545166.
43. Saeterbakken AH, Fimland MS. (2013). Muscle force output and electromyographic activity in squats with various unstable surfaces. *J Strength Cond Res.* 2013;27(1):130-6. pmid:22450254.
44. Bouillon LE, Wilhelm J, Eisel P, Wiesner J, Rachow M, Hatteberg L. (2012). Electromyographic assessment of muscle activity

between genders during unilateral weight-bearing tasks using adjusted distances. *Int J Sports Phys Ther.* 2012;7(6):595-605. *pmid:23316423.*

45. Panjabi MM. (1992). The stabilizing system of the spine. *Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. Journal of spinal disorders.* 1992;5(4):383-9; *discussion 97. Epub 1992/12/01. pmid:1490034.*
46. Cholewicki J, VanVliet Jjt. (2002). Relative contribution of trunk muscles to the stability of the lumbar spine during isometric exertions. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2002;17(2):99-105. *Epub 2002/02/08. pmid:11832259.*
47. Comerford MJ, Mottram SL. (2001). Functional stability re-training: principles and strategies for managing mechanical dysfunction. *Man Ther.* 2001;6(1):3-14. *Epub 2001/03/13. pmid:11243904.*

Cita Original

Saeterbakken AH, Chaudhari A, van den Tillaar R, Andersen V (2019) The effects of performing integrated compared to isolated CORE exercises. *PLoS ONE* 14(2): e0212216. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0212216>