

Selected Papers from Impact

No Sólo Estático: Maniobras de Estabilización en Ejercicios Dinámicos - Un estudio Piloto

Not Only Static: Stabilization Manoeuvres in Dynamic Exercises - A Pilot Study

Giedrė Vaičienė, Kristina Berškienė, Agnė Slapsinskaite, Vilma Mauricienė y Selen Razon

RESUMEN

Este estudio examinó las características de la actividad eléctrica de los músculos del tronco en adultos jóvenes realizada en el curso de ejercicios estáticos y dinámicos de fortalecimiento de los músculos del tronco mediante diferentes maniobras de estabilización de la columna lumbar. Veinte adultos jóvenes (Edad = 25,5 DE = 2,91) participaron en este estudio. De los 20, 11 sujetos (5 hombres y 6 mujeres) no informaron antecedentes de dolor, 9 sujetos (5 hombres y 4 mujeres) informaron dolor lumbar (DL) en los últimos tres meses. Los sujetos realizaron maniobras de estabilización de la columna lumbar (abdominales bracing (AB) y abdominales hollowing (AH)) con ejercicios estáticos y dinámicos de fortalecimiento de los músculos abdominales (por ejemplo, puente frontal, puente lateral y curl-ups). El dispositivo de electromiografía de doce canales Noraxon Telemetry (Noraxon EEUU, Inc.) se utilizó para registrar los datos EMG del músculo recto del abdomen (RA), los músculos oblicuos externos (OE), los músculos oblicuos internos (OI) y los músculos erectores de la columna vertebral (EC). En ejercicios estáticos como el ejercicio de puente lateral, se registró una actividad eléctrica muscular del RA significativamente mayor con la maniobra AB en comparación con la maniobra AH tanto en el lado derecho como en el izquierdo respectivamente ($Z = -2,17$; $p = 0,03$; $Z = 3,40$; $p = 0,001$). En ejercicios dinámicos como el ejercicio de curl-up, durante la fase de elevación, el valor medio de la actividad muscular del RA con AB fue significativamente mayor que con AH ($Z = -2,315$; $p = 0,021$). El valor medio de la actividad de los músculos OI con AH fue significativamente mayor que con AB ($Z = -3,230$; $p = 0,001$). Los resultados indicaron que aunque los músculos superficiales están más activados con los ejercicios de la maniobra AB, los músculos abdominales profundos están más activados con los ejercicios de maniobra AH. Estos hallazgos pueden ayudar a los profesionales a diseñar intervenciones para integrar la maniobra de AH para beneficiar a las personas con inestabilidad lumbar.

ABSTRACT

This study examined characteristics of trunk muscles electrical activity in young adults performed in the course of static and dynamic trunk muscles strengthening exercises using different lumbar spine stabilization manoeuvres. Twenty young adults (Age = 25.5 SD = 2.91) participated in this study. Of the 20, 11 subjects (5 males and 6 females) reported no history of pain, 9 subjects (5 males and 4 females) reported lower back pain (LBP) within the last three months. Subjects performed lumbar spine stabilization manoeuvres (abdominal bracing (AB) and abdominal hollowing (AH)) with static and dynamic abdominal muscles strengthening exercises (i.e., plank, side-bridges, and curl-ups). Noraxon Telemetry twelve

channel electromyography device (Noraxon USA, Inc.) was used to record EMG data from rectus abdominal muscle (RA), external oblique muscles (EO), internal oblique muscles (IO), and erector spine muscles (ES). In static exercises such as side-bridge exercise, significantly higher RA muscle electrical activity was recorded with AB manoeuvre compared to AH manoeuvre both on the right side and left side respectively ($Z = -2.17$; $p = 0.03$; $Z = 3.40$; $p = 0.001$). In dynamic exercises such as curl-up exercise, during the lifting phase, median value of RA muscle activity with AB was significantly higher than with AH ($Z = -2.315$; $p = 0.021$). Median value of IO muscles activity with AH was significantly higher than with AB ($Z = -3.230$; $p = 0.001$). Our findings indicated that although surface muscles are more activated with AB manoeuvre exercises, deep abdominal muscles are more activated in exercises with AH manoeuvre. These findings can help practitioners design interventions to integrate AH manoeuvre for benefiting persons with lumbar instability.

INTRODUCCIÓN

El dolor se define generalmente como la percepción de una experiencia angustiante asociada con un daño tisular real o potencial que conlleva componentes sensoriales, cognitivos, emocionales y sociales [1]. Específicamente, el dolor lumbar (DL) se refiere a la tensión muscular, rigidez o molestia localizada por debajo de la caja torácica y por encima de los pliegues superiores de los glúteos [2]. El DL es muy común y sigue siendo una causa frecuente de incapacidad en la sociedad moderna [3,4]. Hasta la fecha, la prevalencia de DL es de alrededor del 10-30% en la población general [5], y el DL inespecífico crónico representa cerca del 85% de todos los casos de dolor lumbar [6]. A pesar de la aparición frecuente de dolor, sin embargo, los estudios aún no han examinado la influencia y los efectos de las diferentes maniobras de estabilización de la columna lumbar en el ejercicio dinámico.

Hay una serie de factores de riesgo que pueden contribuir al dolor lumbar. Entre ellos se encuentran el trabajo estático, la obesidad, la edad avanzada, la depresión, las patologías de columna, etc. [7]. La identificación de la causa exacta del dolor en la columna lumbar sigue siendo complicada. Hasta la fecha, existe consenso en que la falta de estabilidad mecánica en la columna lumbar provoca patrones de activación muscular inapropiados y contribuye a la aparición de síntomas de dolor lumbar inespecífico [8]. Además, algunos estudios confirman que los pacientes con DL a menudo tienen una función muscular disfuncional [9-12].

Las guías clínicas recomiendan los ejercicios físicos como una modalidad para el tratamiento de los problemas de la columna lumbar [13]. Los ejercicios físicos apropiados [14] pueden ayudar a recuperar la estabilidad de la columna lumbar, que se define como la capacidad de las estructuras activas y pasivas de la cintura-pelvis para mantener el tronco, la posición de la pelvis, el equilibrio y el control de los movimientos estáticos y dinámicos [15]. La "estabilidad suficiente" es un término que designa la determinación de cuánta rigidez muscular es necesaria para la estabilidad, junto con una cantidad modesta de estabilidad adicional para formar un margen de seguridad [16]. La disminución del control motor de la columna lumbar durante el movimiento puede contribuir al esguince tisular y causar DL crónico [17]. En general, los músculos superficiales o globales, incluyendo el músculo recto del abdomen (RA), los músculos oblicuos externos (OE) y los músculos erectores de la columna vertebral (EC) son responsables del movimiento del tronco y la pelvis [18,19]. Los músculos abdominales profundos, también conocidos como músculos locales, como los oblicuos internos (OI), el transverso del abdomen (TrA) y los multifidos lumbares (ML) estabilizan la columna vertebral al unir la fascia toracolumbar y aumentar la presión intraabdominal [18]. Finalmente, es importante entender que el sistema de estabilización de la columna vertebral consiste en varios elementos que interactúan: a) control no muscular (elemento neural), b) subsistemas pasivos (elementos óseos y ligamentosos) y c) subsistema activo (elemento muscular). Aunque existen algunos estudios que investigan los efectos de las maniobras de estabilización de la columna lumbar sobre la actividad muscular del tronco en diferentes posiciones iniciales [20-22] o mediante el uso de cargas [23, 24], faltan datos que muestren que la actividad muscular del tronco realiza maniobras de estabilización de la columna lumbar con ejercicios estáticos y dinámicos de fortalecimiento muscular abdominal.

Las maniobras abdominales hollowing (AH) y abdominales bracing (AB) se utilizan en los programas de rehabilitación y de entrenamiento [21]. El objetivo de estas maniobras es estabilizar la columna lumbar antes de aceptar cargas dinámicas, protegiendo así la columna de traumatismos [23]. La maniobra AH, también conocida como hundimiento abdominal o maniobra de hundimiento abdominal (ADIM) [25,26], activa principalmente los músculos profundos del tronco con una activación mínima de los músculos superficiales [27]. Esta maniobra consiste en un ahuecamiento abdominal inferior, donde el individuo tira del abdomen hacia la columna vertebral (en dirección a la vértebra) y mantiene una posición neutra de la columna lumbar, activando así los músculos TrA y OE [28]. Específicamente, los músculos OI y TrA trabajan juntos para aumentar la presión intraabdominal al conectarse a la fascia toracolumbar y el aumento de la presión intraabdominal da firmeza a la columna vertebral [18]. Mientras tanto, los AB se definen como la coactivación de los músculos abdominales y lumbares sin tracción o distensión abdominal [13]. Desde un punto de vista biomecánico, se cree que todos

los músculos del tronco desempeñan un papel importante en el logro de la estabilidad de la columna vertebral e idealmente todos los músculos deben trabajar armoniosamente hacia este objetivo. Según el enfoque de AB, sin embargo, uno o dos músculos no deben ser entrenados específicamente, por el contrario, los ejercicios de estabilización deben lograr una coactivación global [28]. De interés específico aquí, un solo músculo con amplitud de activación inapropiada puede conducir a la inestabilidad (si la rigidez pasiva no es suficiente), o al menos un comportamiento inestable podría resultar de una activación inapropiada a cargas aplicadas más bajas [16].

La electromiografía de superficie es un método ampliamente utilizado para determinar la actividad muscular durante el ejercicio [28]. Proporciona información sobre la actividad específica de una determinada activación muscular durante el ejercicio, así como la posición óptima requerida para el ejercicio [29]. Para ello, los ejercicios con actividad eléctrica muscular superior al 50% de la contracción isométrica voluntaria máxima (CVM) son suficientes para aumentar la fuerza muscular [29,30]. Aunque las maniobras de estabilización de la columna lumbar se utilizan en los ámbitos de la promoción de la salud, la fisioterapia y la rehabilitación, actualmente faltan datos sobre el efecto de estas maniobras sobre la actividad de los músculos del tronco durante los ejercicios dinámicos.

El propósito de este estudio fue evaluar las peculiaridades de la actividad eléctrica de los músculos del tronco en adultos jóvenes en el curso de ejercicios estáticos y dinámicos de fortalecimiento de los músculos del tronco utilizando diferentes maniobras de estabilización de la columna lumbar. Basándose en estudios anteriores, se planteó la hipótesis de que en relación con los ejercicios con maniobra AB, durante los ejercicios con maniobra AH, habría una mayor actividad eléctrica en los músculos abdominales profundos y una menor actividad eléctrica en los músculos abdominales superficiales.

MÉTODOS

Sujetos

Los criterios de inclusión para este estudio consistieron en mujeres y hombres, entre 18 y 44 años de edad, sin experiencia de dolor agudo el día de la prueba, sin antecedentes de traumatismo o dolor localizado alrededor de rodillas, caderas, codos u hombros durante un período de un año. Todos los procedimientos experimentales fueron aprobados por el centro local de ética en investigación de la Universidad Lituana de Ciencias de la Salud (BEC SR(M)-177) y se llevaron a cabo de acuerdo con la Declaración de Helsinki.

Invitamos a voluntarios a participar en este estudio en un período de dos meses. De acuerdo con el tamaño de la muestra en trabajos previos similares [2,21,31,32,33], un total de 20 sujetos adultos jóvenes (diez hombres y diez mujeres) (Medad = 25,5 DE = 2,91) participaron en este estudio. 11 sujetos (5 hombres y 6 mujeres) no informaron antecedentes de dolor, 9 sujetos (5 hombres y 4 mujeres) informaron DL en los últimos tres meses. La intensidad del dolor varió entre 2 y 5 puntos (dolor leve a moderado) en la Escala de Calificación Numérica para el Dolor (NRS Pain). Todos los sujetos firmaron un formulario de consentimiento informado antes de participar en el estudio. Los sujetos proporcionaron información sobre la ubicación, duración y tipo de DL. Se usó el Índice de Incapacidad Oswestry (ODI, por sus siglas en inglés) y la NRS Pain para las calificaciones de dolor. Se administró el Cuestionario de Preparación para la Actividad Física (PAR-Q) para asegurar niveles similares de actividad física entre los sujetos (ver Tabla 1).

Tabla 1. Características del Dolor y puntuaciones del Índice de Incapacidad de Oswestry.

Participants	Experienced LBP in the last three months	Median value of NRS	Median value of ODI
Females (n = 10)	n = 5 (45.45%)	2(1–4)	10(0–14)
Males (n = 10)	n = 6 (54.54%)	2.5(2–5)	7(2–18)
All in (n = 20)	n = 11 (55%)	2(1–5)	10(0–18)

Note: NRS–Numeric Rating Scale for Pain; ODI–Oswestry Disability Index.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0201017.t001>

Nota: los valores se presentan como valores Medianos: Xme [valor mínimo (Xmin)-valor máximo (Xmax)]. LBP - dolor lumbar; NRS - Escala de Calificación Numérica para el Dolor; Índice de Incapacidad Oswestry.

Evaluación de la Actividad Eléctrica de los Músculos del Tronco

Se utilizó el dispositivo de electromiografía de doce canales Noraxon Telemetry (Noraxon EEUU, Inc.) para registrar los datos EMG. Los electrodos bipolares desechables FIAB (España; FOAM; forma rectangular de 21x41 mm de diámetro; distancia entre electrodos de 22 mm; Ag/AgCl; tipo F3010) con gel sólido ayudaron a registrar los datos EMG. Los electrodos se prepararon frotando la piel con papel de lija fino, secándola con alcohol isopropílico y afeitándola. Se aplicaron los pares de electrodos de superficie sobre la piel preparada. Se colocaron los electrodos en los músculos RA, OE, OI y EC del lado derecho sólo porque estudios previos han mostrado una simetría de la actividad EMG de los músculos del tronco [34]. Dentro del presente protocolo, los electrodos se situaron en base a protocolos previamente validados [13,24,35]. Específicamente, se colocaron para que coincidieran con la dirección de las fibras musculares. Los electrodos del RA fueron alineados verticalmente y en el centro del vientre muscular, 2 cm laterales y 3 cm superiores al ombligo. Los electrodos del OE se ubicaron oblicuamente aproximadamente a 45° cerca del nivel del ombligo, a la mitad de la caja torácica y la espina iliaca antero-superior (EIAS). Los electrodos del OI se localizaron horizontalmente 2 cm inferomedialmente a la EIAS, dentro de un triángulo limitado por el ligamento inguinal, el borde lateral de la vaina del recto, y una línea que conecta a la EIAS. Finalmente, los electrodos de los EC se colocaron 3 cm lateralmente al nivel de la apófisis espinosa L4/L5.

Evaluación de la Contracción Isométrica Voluntaria Máxima

Para la normalización de las señales EMG, se midió la CVM de cada músculo y se registraron las amplitudes de las señales EMG. Se utilizó un dinamómetro electromecánico (Norma Humac; CSMI, Stoughton, MA). Las mediciones se realizaron de pie, con dos cinturones fijos alrededor de la pelvis y debajo de los hombros (Fig 1). Inicialmente, se realizó la calibración del dispositivo y se requirió que los sujetos realizaran flexión de tronco, extensión de tronco y flexión lateral de tronco, mientras se medían las amplitudes máximas de estos movimientos. La calibración se realizó antes de cada medición de fuerza máxima.



Figura 1. Preparación y procedimiento de la contracción isométrica voluntaria máxima con dinamómetro electromecánico y electrodos de superficie.

1. Sensores del sistema de transmisión directa (DTS), b) Electrodos EMG c) Dinamómetro electromecánico.

Durante las mediciones de la CVM, los sujetos fueron instruidos para realizar flexión isométrica máxima de tronco, extensión isométrica máxima de tronco y flexión lateral isométrica máxima hacia el lado izquierdo y hacia el lado derecho. Con el fin de ayudar a maximizar el rendimiento, todos los sujetos fueron animados verbalmente en el curso de su desempeño. Se realizaron tres repeticiones de cada movimiento, cada una de las cuales duró unos 5 segundos. Hubo una pausa de 30 segundos entre repeticiones. Se registraron las amplitudes (V) de las señales EMG de los músculos RA, OE, OI y EC y la fuerza máxima (N). Las amplitudes electromiográficas medias obtenidas a máxima fuerza se utilizaron para normalizar los datos electromiográficos durante los ejercicios. Los datos electromiográficos se expresaron como porcentaje (%) de las amplitudes electromiográficas correspondientes a la fuerza muscular máxima.

Realización de Ejercicios Estáticos y Dinámicos

Los sujetos fueron instruidos para realizar ejercicios que son frecuentemente usados en rehabilitación y programas deportivos. Estos incluyeron puentes frontales [14,29], puentes laterales [31] y curl-ups [32]. Se realizaron con dos maniobras: AH y AB. Cada sujeto tardó unos 15 minutos en aprender a realizar los ejercicios y las maniobras correctamente. Ninguno de los sujetos había practicado previamente las maniobras AH o AB. Cada ejercicio se repitió 3

veces. El intervalo de reposo entre repeticiones fue de al menos 30 segundos. El intervalo de descanso entre los ejercicios fue de al menos 2 minutos. Se utilizó un metrónomo para ayudar a los sujetos a completar su ejercicio a tiempo. Todos los ejercicios se realizaron siguiendo la misma secuencia (ver Fig 2):

1. Ejercicio de puente frontal de rodillas: en una posición de puente de rodillas, los sujetos fueron instruidos para realizar una maniobra de estabilización en 2 segundos y mantener la posición inicial durante 5 segundos más sin contener la respiración.
2. Ejercicio de puente lateral: inicialmente, el puente lateral se realizó en el lado derecho y luego en el izquierdo [31]. En una posición de puente lateral de rodillas, la maniobra de estabilización se realizó en 2 segundos y la posición se mantuvo durante 5 segundos más sin contener la respiración.
3. Curl-up: inicialmente, los sujetos tenían que mantener la posición inicial y en 2 segundos realizar la maniobra de estabilización, luego en 2 segundos la parte superior del tronco se flexionó y se mantuvo por 1 segundo. Después, tenían que volver a la posición inicial en 2 segundos. Durante este ejercicio, no se midió la actividad del EC porque la presión en la parte posterior de los electrodos y el sensor habría causado molestias a los sujetos que afectarían la medición de la señal EMG.



Figura 2. Ejercicios realizados siguiendo la misma secuencia.

Desde arriba: Ejercicio de puente frontal de rodillas, Ejercicio de puente lateral y Ejercicio Curl-up (maniobra de estabilización y flexión de la parte superior del tronco).

Análisis de Datos

La normalización de la señal EMG se calculó utilizando el software Myomuscle (Noraxon MR 3.6). Los datos EMG fueron filtrados paso banda (rango de frecuencia 5-500 Hz), luego rectificados y suavizados. La amplitud de los datos EMG se normalizó utilizando el método de la actividad dinámica media [36]. Para el análisis posterior de los datos EMG procesados, se utilizaron marcadores especiales en el software para ayudar a delimitar las fases individuales del ejercicio y para calcular los resultados en diferentes fases del ejercicio. Se analizaron los datos de los ejercicios estáticos entre los segundos 3-7. Los ejercicios dinámicos se analizaron en fases separadas: activación de los músculos isométricos, ascenso y descenso. Para cada ejercicio, los datos EMG se normalizaron para cada músculo y se expresaron como un porcentaje de la actividad muscular en la CVM. Para el análisis estadístico, la media de los datos EMG normalizados se derivó de tres ensayos para cada ejercicio.

El análisis estadístico se realizó utilizando el paquete de análisis estadístico SPSS 23.00. Los resultados se presentan como una mediana Xme (valor mínimo (Xmin) - valor máximo (Xmax)). Se utilizó una prueba no paramétrica de Wilcoxon para comparar las dos muestras dependientes. Con respecto a la relación entre las variables cuantitativas, se calculó el coeficiente de correlación de Spearman (r). Un coeficiente de correlación de $|r| < 0,3$ se consideró débil, mientras que $0,3 \leq |r| \leq 0,7$ se consideró moderado, y $|r| > 0,7$ se consideró fuerte. El nivel de significación se fijó en $p < 0,05$.

RESULTADOS

Durante el ejercicio de puente frontal de rodillas, la actividad eléctrica del músculo RA realizando la maniobra AB fue significativamente mayor ($Z = -3,72$; $p = 0,001$). No se encontraron diferencias significativas en la actividad eléctrica de los músculos OE, OI y EC mientras se utilizaban diferentes maniobras de estabilización durante el ejercicio de puente frontal de rodillas ($Z = -1,489$; $p = 0,136$), ($Z = -1,891$; $p = 0,06$), ($Z = -1,551$; $p = 0,121$), respectivamente (ver Fig 3).

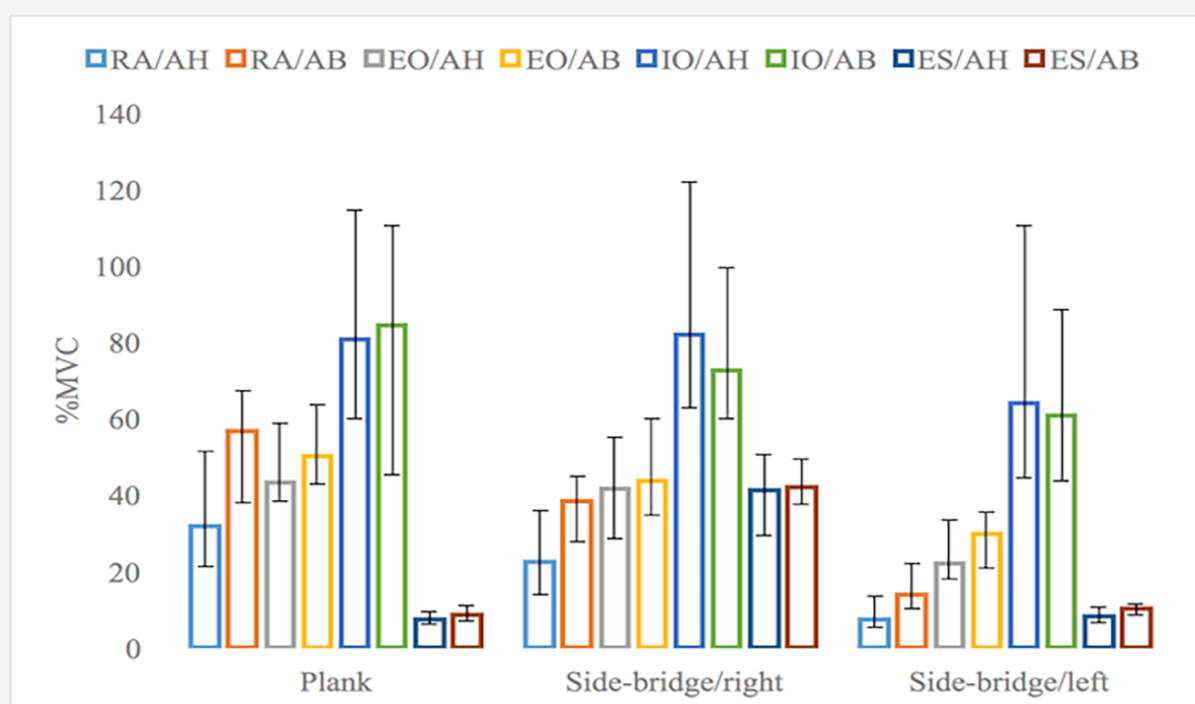


Figura 3. Actividad de los Músculos del Tronco Durante los Ejercicios Estáticos.

Notas: RA- músculo recto del abdomen, EO- músculos oblicuos externos, IO- músculos oblicuos internos, ES- músculos erectores de la columna, AB- abdominal bracing, AH- abdominal hollowing. Los resultados se presentan como un intervalo de confianza mediano y no paramétrico de la mediana.

El ejercicio de puente lateral realizado en el lado derecho mostró una actividad eléctrica muscular del RA significativamente mayor con la maniobra AB en comparación con la maniobra AH ($Z = -2,17$; $p = 0,03$). Durante este ejercicio, el valor mediano de la actividad eléctrica del músculo OE fue mayor con la maniobra AB que con la maniobra AH, pero esta diferencia no fue significativa ($Z = -1,027$; $p = 0,305$). No se observaron diferencias significativas en el músculo OI ni en el músculo EC al realizar el ejercicio de puente lateral con las maniobras AB y AH ($Z = -1,904$; $p = 0,057$), ($Z = -1,699$; $p = 0,089$), respectivamente.

Al igual que en el lado derecho, durante el ejercicio de puente lateral realizado en el lado izquierdo, la actividad eléctrica muscular del RA con la maniobra AB fue significativamente mayor que con la maniobra AH ($Z = -3,40$; $p = 0,001$). A diferencia del lado derecho, también se encontraron diferencias significativas en la actividad eléctrica de los músculos OE y EC en el ejercicio de puente lateral del lado izquierdo con diferentes maniobras de estabilización ($Z = -2,535$; $p = 0,011$; $Z = -2,178$; $p = 0,029$). La actividad eléctrica de estos músculos fue significativamente mayor con la maniobra AB que con

la maniobra AH. Aunque el valor mediano de la actividad eléctrica del músculo OI fue mayor con la maniobra AH que con la maniobra AB, esta diferencia no fue significativa ($Z = -0,784$; $p = 0,433$).

En la fase de activación muscular isométrica del ejercicio curl-up, el valor mediano de la actividad eléctrica muscular del RA fue significativamente mayor con la maniobra AB en comparación con la maniobra AH ($Z = -2,591$; $p = 0,010$). No se encontraron diferencias significativas entre los valores medianos de la actividad eléctrica de los músculos OE y OI con diferentes maniobras de estabilización ($Z = -1,941$; $p = 0,052$; $Z = -1,008$; $p = 0,313$). En la fase de ascenso del ejercicio curl-up, el valor mediano de la actividad muscular del RA con AB fue significativamente mayor que con AH ($Z = -2,315$; $p = 0,021$). El valor mediano de la actividad muscular del OI con AH fue significativamente mayor que con AB ($Z = -3,230$; $p = 0,001$). Sin embargo, el valor mediano de la actividad eléctrica muscular del OE no difirió significativamente entre las maniobras ($Z = -1,307$; $p = 0,191$). En la fase de descenso del ejercicio curl-up, el valor mediano de la actividad eléctrica muscular del RA con AH fue significativamente menor que con la maniobra AB ($Z = -2,651$; $p = 0,008$). La actividad eléctrica del músculo OI fue significativamente mayor con la maniobra AH que con la maniobra AB ($Z = -2,725$; $p = 0,006$). Finalmente, no se encontró ninguna diferencia significativa entre estas maniobras en el valor mediano de la actividad eléctrica del músculo OE durante la fase de descenso del ejercicio curl-up ($Z = -1,176$; $p = 0,240$), ver Fig 4 para más detalles.

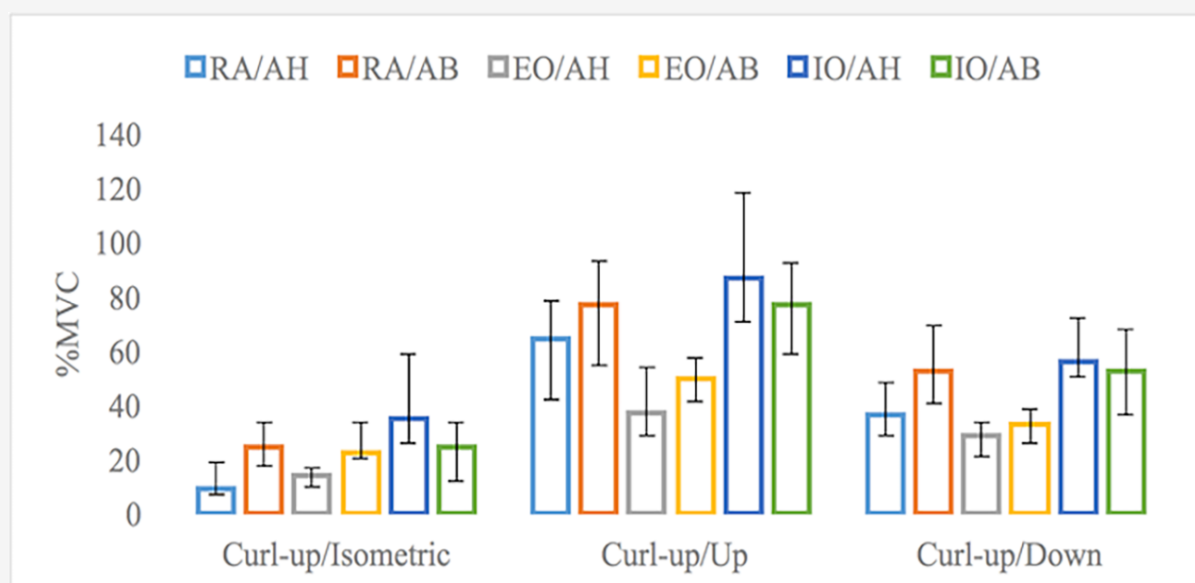


Figura 4. Actividad de los Músculos del Tronco Durante los Ejercicios Dinámicos.

Notas: RA- músculo recto del abdomen, EO- músculos oblicuos externos, IO- músculos oblicuos internos, ES-músculos erectores de la columna, AB- abdominal bracing, AH-abdominal hollowing. Los resultados se presentan como un intervalo de confianza mediano y no paramétrico de la mediana.

La comparación de la actividad eléctrica muscular en los ejercicios estáticos y dinámicos indicó valores de actividad más altos para el RA en la fase de ascenso del ejercicio curl-up con la maniobra AB. La actividad eléctrica del RA fue significativamente mayor en comparación con el ejercicio de puente frontal realizado con la maniobra AB ($Z = -2,949$; $p = 0,003$). La menor actividad del músculo RA fue durante el ejercicio de puente lateral en el lado izquierdo con maniobra AH. La actividad muscular del RA fue significativamente menor en el puente lateral que en el ejercicio curl-up en la fase de activación muscular isométrica con la maniobra AH ($Z = -2,222$; $p = 0,026$). La mayor actividad de los músculos OE y OI entre los ejercicios estáticos y dinámicos no mostró diferencias ($Z = -1,381$; $p = 0,167$ y $Z = -0,448$; $p = 0,654$). La activación de los músculos OE y OI fue significativamente menor durante el ejercicio dinámico que durante el estático ($Z = -2,054$; $p = 0,040$ y $Z = -2,128$; $p = 0,033$). Los datos de la Tabla 2 indican diferencias en las activaciones musculares específicas durante los ejercicios (mostrando la actividad más alta y la más baja).

Tabla 2. Comparación de la Actividad Eléctrica de los Músculos del Tronco en Ejercicios Estáticos y Dinámicos: Valores de Actividad Más Altos y Más Bajos.

	Static exercises		Dynamic exercises
Maximal activity of RA	Plank exercise + AB manoeuver	***	Curl-up exercise lifting phase + AB
Minimal activity of RA	Side-bridge on the left side + AH manoeuver	***	Curl-up exercise isometric phase + AH manoeuver
Maximal activity of EO	Plank exercise + AB manoeuver		Curl-up exercise lifting phase + AB manoeuver
Minimal activity of EO	Side-bridge on the left side + AH manoeuver	***	Curl-up exercise isometric phase + AH manoeuver
Maximal activity of IO	Side-bridge on the right side + AH manoeuver		Curl-up exercise lifting phase + AH manoeuver
Minimal activity of IO	Side-bridge on the left side + AB manoeuver	***	Curl-up exercise isometric phase + AH manoeuver
Maximal activity of ES	Side-bridge on the left side + AB manoeuver		
Minimal activity of ES	Plank exercise + AH manoeuver		

Notes

***— $p < 0.05$

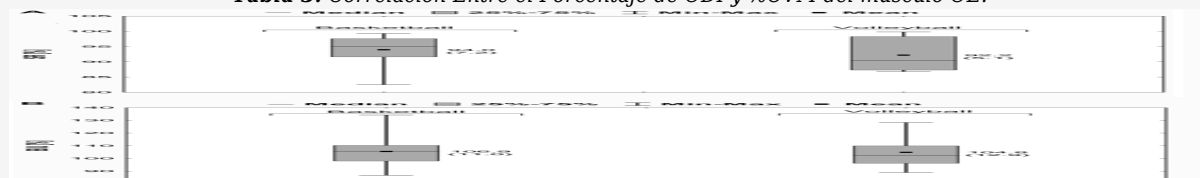
Highlighted results indicate muscle electrical activity higher than 50% of MVC in the course of a particular exercise.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0201017.t002>

Notas: RA- músculo recto del abdomen, EO- músculos oblicuos externos, IO- músculos oblicuos internos, ES-músculos erectores de la columna, AB- abdominal bracing, AH-abdominal hollowing.

No hubo correlaciones significativas entre la intensidad del dolor según la NRS Pain y la actividad eléctrica de los músculos del tronco (%). Además, no se encontraron correlaciones significativas entre la actividad eléctrica de los músculos del tronco y los sujetos con y sin DL. Por consiguiente, no se realizó ningún análisis adicional. Se encontró una correlación directa moderadamente significativa entre el porcentaje de ODI y la actividad eléctrica de los músculos OE en todas las fases del ejercicio curl-up con la maniobra AH. Y se encontró una relación de dependencia directa estadísticamente significativa entre el porcentaje de ODI y la actividad eléctrica muscular del OE durante el ejercicio de puente lateral en el lado derecho con la maniobra AB. La Tabla 3 muestra las interfaces estadísticamente significativas.

Tabla 3. Correlación Entre el Porcentaje de ODI y %CVM del músculo OE.



Notas: ODI-Índice de Incapacidad Oswestry; CVM - Contracción Isométrica Voluntaria Máxima; OE - Músculos Oblicuos Externos.

DISCUSIÓN

Nuestros hallazgos indican que aunque los músculos superficiales se activan más con los ejercicios de la maniobra AB, los músculos abdominales profundos se activan más con los ejercicios de la maniobra AH. De acuerdo con los presentes hallazgos, otros también han mostrado la mayor actividad muscular del RA durante el ejercicio curl-up [35]. Los resultados

actuales indicaron que la actividad del OI era superior al 50% de la CVM, en contraste con algunos de los resultados previos que indicaban que era inferior al 50% de la CVM. Estas discrepancias pueden deberse a las diferencias en la metodología de investigación. Específicamente, no se utilizaron maniobras de estabilización en estos estudios [35] o no se analizó la media de la actividad muscular combinando todas las fases en una sola, sin separarlas como en la presente investigación [32].

Desde el punto de vista metodológico, para facilitar la realización de tareas en nuestro estudio, hemos modificado los ejercicios de puentes. Como tal, nuestros puentes de rodillas soportaron el peso a través de las rodillas en lugar de los dedos de los pies.

Los hallazgos actuales también indican que la actividad eléctrica del músculo OI durante la posición de puente frontal de rodillas con AH fue mayor, mientras que la actividad del músculo superficial fue mínima. Estos resultados son más consistentes con trabajos previos que no utilizaron protocolos de puentes facilitados [20]. Sin embargo, algunos han notado que los músculos OE son más activos durante el ejercicio de puente. Esta diferencia se observó cuando el ejercicio de puente se realizó sin utilizar ninguna maniobra de estabilización [33,37]. Con ese fin, Marshall et al. [13] no mostraron diferencias estadísticamente significativas en la evaluación de la actividad de los músculos del tronco durante los ejercicios de fortalecimiento muscular del tronco entre pacientes con y sin DL. Sin embargo, Kang et al. [38] mostraron una disminución en la actividad muscular del tronco en pacientes con DL durante los ejercicios de puentes en comparación con los sujetos sanos.

También hay cierta evidencia de que la actividad del músculo abdominal superficial (OE, RA) es la más alta durante los ejercicios dinámicos de fortalecimiento muscular abdominal (abdominales, curl-up) y el músculo EC es el más alto durante el ejercicio de puente lateral [21]. En el presente estudio, las maniobras AH y AB se realizaron como ejercicios separados y la actividad eléctrica del músculo OI fue la más alta durante estos ejercicios. En nuestro estudio, la actividad del RA también fue mayor en el ejercicio curl-up dinámico que en los ejercicios estáticos, pero no hubo diferencias significativas entre la actividad de los músculos OE y OI en los ejercicios estáticos y dinámicos.

Hay varias limitaciones en nuestro estudio. En primer lugar, nos gustaría señalar que se podrían obtener datos más precisos de los músculos abdominales profundos mediante la colocación de electrodos intramusculares. Sin embargo, este método no fue posible en nuestro estudio dada la naturaleza dinámica de nuestro protocolo. En segundo lugar, se utilizaron electrodos EMG de superficie para la actividad muscular abdominal profunda (OI). Aunque los electrodos estaban dispuestos de acuerdo con las fibras musculares del OI, las señales EMG podrían haberse obtenido de ambos músculos: OI y TrA. Además, no hemos realizado ninguna medición biomecánica de las fuerzas de compresión o cizallamiento que afectan a la columna lumbar durante los ejercicios. Estos datos serían útiles para evaluar la carga tisular y los aspectos de seguridad de los diversos movimientos y para utilizar diferentes maniobras. Finalmente, nuestro estudio no evaluó la actividad del músculo transversal abdominal, los músculos multifidos lumbares y los músculos del suelo pélvico que también son responsables de la estabilidad del tronco [2].

Además, por último, los resultados de este estudio podrían no aplicarse a todos los grupos etáreos. Estos hallazgos pueden no facilitar la transición entre participantes con diferentes edades y niveles de condición física. Se deben realizar estudios adicionales para determinar si tales conclusiones son apropiadas para los participantes de diferentes grupos de edad y niveles de condición física. Con ese fin, estudios transversales adicionales con diferentes grupos etáreos pueden ayudar a fortalecer nuestras conclusiones. De manera similar, los estudios longitudinales que examinan rangos de edad específicos también podrían ayudar a confirmar y solidificar nuestros hallazgos.

Para concluir, el presente estudio examinó los efectos de las maniobras AH y AB durante ejercicios estáticos y dinámicos. Sobre la base de nuestros hallazgos, la maniobra AH mejoró la actividad eléctrica de los músculos abdominales profundos con una activación mínima de los músculos superficiales, mientras que la maniobra AB promovió una activación muscular más amplia durante los ejercicios estáticos y dinámicos. Aunque diferentes estudios hicieron uso de estas maniobras en diferentes posiciones [20-24,32], encontramos de gran importancia no sólo saber cómo evoluciona la activación muscular con estas maniobras de estabilización en diferentes posiciones, sino también descifrar la activación durante los ejercicios estáticos y dinámicos. Por consiguiente, la contribución única de este trabajo radica en el uso de maniobras de estabilización no sólo en diferentes posiciones sino también durante ejercicios estáticos y dinámicos. Además, según nuestro conocimiento, este ensayo es uno de los primeros en evaluar la actividad muscular en una posición de puente de rodillas modificado (con soporte de peso a través de las rodillas en lugar de los dedos de los pies). Por lo tanto, los resultados actuales relacionados con las maniobras AH y AB son importantes tanto para el avance del campo como para mejorar la práctica clínica, incluyendo la de los médicos, fisioterapeutas, entrenadores deportivos y otros especialistas involucrados con el ejercicio. Parece que, en base a la evidencia presentada en este documento, los profesionales pueden diseñar intervenciones para integrar la maniobra AH para beneficiar a las personas con falta de control motor lumbar. Además, estos resultados pueden beneficiar a los profesionales para alterar los patrones de movimiento y la maniobra AB para mejorar la estabilidad de la columna vertebral en deportistas e individuos sanos. Por lo tanto, se debe explorar y

evaluar más a fondo la efectividad de estas estrategias para disminuir los eventos de lesión y dolor lumbar.

Agradecimientos

Agradecemos el apoyo de Aurelijus Domeika, Ph.D. e Ieva Aleknaite-Dambrauskiene, Instituto de Mecatrónica, Universidad Tecnológica de Kaunas, Lituania. Deseamos agradecerles en particular por su valioso apoyo en materia de asistencia técnica y acceso a los equipos. También queremos agradecer a quienes participaron en este estudio por su tiempo y compromiso.

REFERENCIAS

1. de Williams AC, Craig KD. (2016). Updating the definition of pain. *Pain. LWW*; 2016; 1: 2420-2423.
2. Lee N, Kang H, Shin G. (2015). Use of antagonist muscle EMG in the assessment of neuromuscular health of the low back. *J Physiol Anthropol. BioMed Central*; 2015;34: 1-6.
3. Horváth G, Koroknai G, Ács B, Than P, Illés T. (2010). Prevalence of low back pain and lumbar spine degenerative disorders. *Questionnaire survey and clinical-radiological analysis of a representative Hungarian population. Int Orthop. Springer*; 2010;34: 1245-1249. *pmid:19997731*
4. Costa-Black KM, Loisel P, Anema JR, Pransky G. (2010). Back pain and work. *Best Pract Res Clin Rheumatol. Elsevier*; 2010;24: 227-240. *pmid:20227644*
5. Hoy D, Bain C, Williams G, March L, Brooks P, Blyth F, et al. (2012). A systematic review of the global prevalence of low back pain. *Arthritis Rheumatol. Wiley Online Library*; 2012;64: 2028-2037.
6. Key J. (2010). Back Pain-A Movement Problem E-Book: A clinical approach incorporating relevant research and practice. *Elsevier Health Sciences*.
7. Balagué F, Mannion AF, Pellisé F, Cedraschi C. (2012). Non-specific low back pain. *Lancet. Elsevier*; 2012;379: 482-491. *pmid:21982256*
8. Panjabi MM. (2003). Clinical spinal instability and low back pain. *J Electromyogr Kinesiol. Elsevier*; 2003;13: 371-379. *pmid:12832167*
9. van der Hulst M, Vollenbroek-Hutten MM, Rietman JS, Hermens HJ. (2010). Lumbar and abdominal muscle activity during walking in subjects with chronic low back pain: support of the "guarding" hypothesis? *J Electromyogr Kinesiol. Elsevier*; 2010;20: 31-38. *pmid:19683459*
10. Stokes IAF, Gardner-Morse MG, Henry SM. (2011). Abdominal muscle activation increases lumbar spinal stability: analysis of contributions of different muscle groups. *Clin Biomech*.
11. Freeman MD, Woodham MA, Woodham AW. (2010). The role of the lumbar multifidus in chronic low back pain: a review. *PM&R. Elsevier*; 2010;2: 142-146.
12. Vasseljen O, Fladmark AM. (2010). Abdominal muscle contraction thickness and function after specific and general exercises: a randomized controlled trial in chronic low back pain patients. *Man Ther. Elsevier*; 2010;15: 482-489. *pmid:20621545*
13. Marshall PWM, Desai I, Robbins DW. (2011). Core stability exercises in individuals with and without chronic nonspecific low back pain. *J Strength Cond Res. LWW*; 2011;25: 3404-3411. *pmid:22080309*
14. Shinkle J, Nesser TW, Demchak TJ, McMannus DM. (2012). Effect of core strength on the measure of power in the extremities. *J Strength Cond Res. LWW*; 2012;26: 373-380. *pmid:22228111*
15. Reed CA, Ford KR, Myer GD, Hewett TE. (2012). The effects of isolated and integrated "core stability" training on athletic performance measures. *Sport Med. Springer*; 2012;42: 697-706.
16. McGill SM, Grenier S, Kavcic N, Cholewicki J. (2003). Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *J Electromyogr Kinesiol. Elsevier*; 2003;13: 353-359. *pmid:12832165*
17. Zazulak B, Cholewicki J, Reeves PN. (2008). Neuromuscular control of trunk stability: clinical implications for sports injury prevention. *JAAOS-Journal Am Acad Orthop Surg. LWW*; 2008;16: 497-505.
18. Akuthota V, Ferreiro A, Moore T, Fredericson M. (2008). Core stability exercise principles. *Curr Sports Med Rep. LWW*; 2008;7: 39-44. *pmid:18296944*
19. Drysdale CL, Earl JE, Hertel J. (2004). Surface electromyographic activity of the abdominal muscles during pelvic-tilt and abdominal-hollowing exercises. *J Athl Train. National Athletic Trainers Association*; 2004;39: 32. *pmid:15085209*
20. Chanthapetch P, Kanlayanaphotporn R, Gaogasigam C, Chiradejnant A. (2009). Abdominal muscle activity during abdominal hollowing in four starting positions. *Man Ther. Elsevier*; 2009;14: 642-646. *pmid:19251466*
21. Maeo S, Takahashi T, Takai Y, Kanehisa H. (2013). Trunk muscle activities during abdominal bracing: comparison among muscles and exercises. *J Sports Sci Med. 2013;12: 467-474. pmid:24149153*
22. Parfrey K, Gibbons SGT, Drinkwater EJ, Behm DG. (2014). Effect of head and limb orientation on trunk muscle activation during abdominal hollowing in chronic low back pain. *BMC Musculoskelet Disord. BioMed Central*; 2014;15: 52. *pmid:24558971*
23. Ishida H, Suehiro T, Kurozumi C, Watanabe S. (2016). Comparison between the effectiveness of expiration and abdominal bracing maneuvers in maintaining spinal stability following sudden trunk loading. *J Electromyogr Kinesiol. Elsevier*; 2016;26: 125-129. *pmid:26711271*
24. Vera-Garcia FJ, Elvira JLL, Brown SHM, McGill SM. (2007). Effects of abdominal stabilization maneuvers on the control of spine motion and stability against sudden trunk perturbations. *J Electromyogr Kinesiol. Elsevier*; 2007;17: 556-567.

25. Sapsford RR, Clarke B, Hodges PW. (2013). The effect of abdominal and pelvic floor muscle activation patterns on urethral pressure. *World J Urol.* 2013;31: 639-644. pmid:23192396
26. Kaping K, Ång BO, Rasmussen-Barr E. (2015). The abdominal drawing-in manoeuvre for detecting activity in the deep abdominal muscles: Is this clinical tool reliable and valid? *BMJ Open.* 2015;5: 1-8.
27. Puntumetakul R, Areeudomwong P, Emasithi A, Yamauchi J. (2013). Effect of 10-week core stabilization exercise training and detraining on pain-related outcomes in patients with clinical lumbar instability. *Patient Prefer Adherence.* Dove Press; 2013;7: 1189-1199. pmid:24399870
28. Monfort-Pañego M, Vera-García FJ, Sánchez-Zuriaga D, Sarti-Martínez MÁ. (2009). Electromyographic studies in abdominal exercises: a literature synthesis. *J Manip Physiol Ther.* Elsevier; 2009;32: 232-244.
29. Ekstrom RA, Donatelli RA, Carp KC. (2007). Electromyographic analysis of core trunk, hip, and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. *J Orthop Sport Phys Ther.* JOSPT, 2007;37: 754-762.
30. Youdas JW, Boor MMP, Darfler AL, Koenig MK, Mills KM, Hollman JH. (2014). Surface electromyographic analysis of core trunk and hip muscles during selected rehabilitation exercises in the side-bridge to neutral spine position. *Sports Health.* SAGE. 2014;6: 416-421. pmid:25177418
31. McGill SM, Karpowicz A. (2009). Exercises for spine stabilization: motion/motor patterns, stability progressions, and clinical technique. *Arch Phys Med Rehabil.* Elsevier; 2009;90: 118-126. pmid:19154838
32. Kim MH, Oh JS. (2015). Effects of performing an abdominal hollowing exercise on trunk muscle activity during curl-up exercise on an unstable surface. *J Phys Ther Sci. The Society of Physical Therapy Science.* 2015;27: 501-503. pmid:25729202
33. Lehman GJ, Hoda W, Oliver S. (2005). Trunk muscle activity during bridging exercises on and off a swissball. *Chiropr Osteopat. BioMed Central;* 2005;13: 14. pmid:16053529
34. Escamilla RF, Lewis C, Bell D, Bramblett G, Daffron J, Lambert S, et al. (2010). Core muscle activation during Swiss ball and traditional abdominal exercises. *J Orthop Sport Phys Ther.* JOSPT. 2010;40: 265-276.
35. Escamilla RF, McTaggart MSC, Fricklas EJ, DeWitt R, Kelleher P, Taylor MK, et al. (2006). An electromyographic analysis of commercial and common abdominal exercises: implications for rehabilitation and training. *J Orthop Sport Phys Ther.* JOSPT. 2006;36: 45-57.
36. Freddolini M, Strike S, Lee R. (2014). Dynamic stability of the trunk during unstable sitting in people with low back pain. *Spine.* LWW. 2014;39: 785-790. pmid:24583732
37. Schoenfeld BJ, Contreras B, Tiryaki-Sonmez G, Willardson JM, Fontana F. (2014). An electromyographic comparison of a modified version of the plank with a long lever and posterior tilt versus the traditional plank exercise. *Sport Biomech.* Taylor & Francis; 2014;13: 296-306.
38. Kang SR, Jeong GY, Moon DA. (2010). Characteristic analysis of flexibility and muscle strength according to exercise using lumbar strengthen exercise instrument. *J Rehabil Welf Eng Assist Technol.* 2010;4: 53-61.

Cita Original

Vaičienė G, Berškienė K, Slapsinskaite A, Mauricienė V, Razon S (2018) Not only static: Stabilization manoeuvres in dynamic exercises – A pilot study. *PLoS ONE* 13(8): e0201017. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0201017>