

Journal of Exercise Physiology online

# Actividad Electromiográfica y Carga de 15RM durante Ejercicios de Resistencia en Superficies Estables e Inestables

Liliane Cunha Aranda<sup>1</sup>, Marcelly Mancini<sup>1</sup>, Francisco Zacaron Werneck<sup>2</sup>, Jefferson Da Silva Novaes<sup>3</sup>, Marzo Edir Da Silva-Grigoletto<sup>4</sup> y Jeferson Macedo Vianna<sup>5</sup>

<sup>1</sup>Laboratorio de Evaluación Motora, Universidad Federal de Juiz de Fora, Juiz de Fora, Brasil

<sup>2</sup>Centro de Deportes, Universidad Federal de Ouro Preto, Ouro Preto, Brasil

<sup>3</sup>Departamento de Gimnasia, Programa Universitario de Educación Física, Universidad Federal de Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil

<sup>4</sup>Programa Universitario de Educación Física, Universidad Federal de Sergipe, San Cristobal, Brasil

<sup>5</sup>Departamento de Deportes, Programa Universitario de Educación Física, Universidad Federal de Juiz de Fora, Juiz de Fora, Brasil

## RESUMEN

Aranda LC, Mancini M, Werneck FZ, Novaes JS, Grigoletto MES, Vianna JM. Actividad Electromiográfica y Carga de 15RM durante Ejercicios de Resistencia en Superficies Estables e Inestables. JEPonline 2016;19(1):114-123. El propósito de este estudio fue comparar la actividad electromiográfica (EMG) y una carga de 15 repeticiones máximas (15RM) en press de banca (PB) y sentadilla libre (SL) en una superficie estable (SE) y en una superficie inestable (SI). Se ofrecieron voluntariamente diecinueve hombres saludables (edad  $24.65 \pm 3.48$  años) para cinco sesiones de prueba. El valor de la carga para la SL en la SE fue mayor que en la SI ( $83.9 \pm 18.67$  kg vs.  $70.3 \pm 10.07$  kg,  $P=0.001$ ). No se observó una diferencia significativa en el PB entre ninguna de las dos superficies en relación al valor de la carga ( $66 \pm 10.15$  kg vs.  $64.2 \pm 8.63$  kg,  $P=0.231$ ). En cuanto a la EMG no se observaron diferencias significativas en el deltoides anterior ( $0.52 \pm 0.13$  vs.  $0.65 \pm 0.42$ ,  $P=0.06$ ), el pectoral mayor ( $0.40 \pm 0.44$  vs.  $0.30 \pm 0.21$ ,  $P=0.14$ ), el bíceps femoral ( $0.09 \pm 0.08$  vs.  $0.08 \pm 0.06$ ,  $P=0.50$ ), o el vasto externo ( $0.34 \pm 0.21$  vs.  $0.34 \pm 0.22$ ,  $P=0.76$ ). Así, los resultados indican que una SI produce una activación muscular similar a la que se produce en una SE utilizando cargas menores.

**Palabras Clave:** Fuerza, Inestabilidad, Ejercicio de Resistencia, EMG

## INTRODUCCIÓN

En los últimos años, los gimnasios se han enfocado en el estado físico y el entrenamiento utilizando superficies inestables (SI) para ejercicios de resistencia (ER) en los que las máquinas tradicionales para este tipo de entrenamiento comparten el espacio con el equipamiento de SI, como la pelota Suiza, el BOSU®, el TRX®, y los discos de equilibrio. Con respecto a la SI, se cree que el sistema neuromuscular en la espalda está más estimulado comparado con la superficie estable

tradicional (SE) debido al aumento en la activación de los músculos estabilizadores de tronco (7). Sin embargo, los estudios que comparan la fuerza muscular en una SE y una SI han informado resultados contradictorios (6, 12).

Puede que el press de banca sea el ER más popular para los miembros superiores entre los practicantes de entrenamiento de resistencia. Estudios recientes han investigado el press de banca en SE y SI (2, 6, 11, 14). Uribe et al. informó actividad electromiográfica (EMG) similar en el deltoides anterior y el pectoral mayor durante 3 repeticiones al 80% de 1 repetición máxima (1RM) en un banco y una pelota Suiza. Anderson y Behm (2) informaron fuerza isométrica más baja en la SI (al ~60% de 1RM). Sin embargo, no se observó ninguna diferencia en la actividad EMG en el pectoral mayor, el deltoides anterior, el tríceps braquial, el dorsal ancho, o el recto del abdomen en el ejercicio de press de banca en un banco o una pelota Suiza. Saeterbakken y Fimland (11) observaron menor fuerza en 6RM sobre SI y actividad EMG similar en el deltoides anterior, el bíceps braquial, y el oblicuo externo. En cambio, en el tríceps braquial y el pectoral mayor, los autores observaron una actividad EMG mayor sobre la SE. En contraste, Goodman et al. (6) no encontró diferencias en la fuerza en 1RM durante el press de banca realizado en el banco o la pelota Suiza o en la actividad EMG en la porción externa del pectoral mayor, el deltoides anterior, el dorsal ancho, el oblicuo externo, el tríceps braquial, y el bíceps braquial.

La sentadilla libre es un ejercicio de entrenamiento de resistencia básico para los miembros inferiores (3, 8, 12). Saeterbakken and Fimland (12) investigaron la actividad EMG en el recto femoral, el vasto externo, el vasto interno, el bíceps femoral, el sóleo, el recto del abdomen, el oblicuo externo y los erectores de la columna durante la sentadilla libre en el suelo, y diferentes SI (Power board®, BOSU® y Balance Cone®). Solo el recto femoral mostró una actividad EMG más alta sobre una SE. En los otros músculos, no se observaron diferencias entre las superficies. McBride, Cormie, y Deane (8) informaron una mayor actividad EMG en el vasto externo y el vasto interno durante la sentadilla libre isométrica en dos discos de equilibrio con una activación muscular similar para el bíceps femoral y la cabeza medial del gastrocnemio. Con respecto al desarrollo y el pico de la fuerza isométrica, estos autores informaron un valor más bajo en la condición inestable comparada con la condición estable. Corroborando estos resultados, Behm et al. (3) observó una menor fuerza isométrica (70.5% y 20.2% para la extensión de la pierna y la flexión plantar, respectivamente) al sentarse sobre la SI de la pelota Suiza. La actividad EMG en el cuádriceps y los flexores plantares fue más baja en la SI. Por el contrario, la actividad EMG en los isquiotibiales y el tibial anterior fue más alta sobre la SI.

La mayoría de estos estudios, excepto el de Saeterbakken y Fimland (11), no utilizaron los tests de fuerza en ambas superficies. Además, faltan estudios que analicen la fuerza y la actividad EMG durante 15RM. La mayoría de los estudios sólo informan la fuerza isométrica máxima (2, 8), 1RM dinámica (6), 6RM dinámicas (11), o 4 repeticiones dinámicas (13). Por lo tanto, debido al gran uso de la fuerza de resistencia en la dinámica del entrenamiento de resistencia, un estudio que analice fuerza de 15RM y actividad EMG en diferentes grupos musculares en SEs y SIs es una contribución importante al ER.

Así, este estudio comparó la actividad EMG y la carga durante 15RM en el press de banca y la sentadilla libre en SEs y SIs. Nuestra hipótesis fue que la actividad EMG sería mayor y la fuerza sería menor durante condiciones de inestabilidad en 15RM.

## MÉTODOS

---

### Sujetos

Diecinueve hombres saludables (edad,  $24.65 \pm 3.48$  años; altura,  $1.79 \pm 0.08$  m; peso,  $80.61 \pm 9.14$  kg; y porcentaje de grasa corporal,  $11.86 \pm 3.49\%$ ) con experiencia previa en entrenamiento de resistencia ( $6.25 \pm 4.61$  años) participaron en el estudio. Se seleccionó el modelo de una manera no probabilística y asignado al azar. Los criterios de inclusión fueron: (a) hombres de 19 a 30 años de edad; (b) libres de lesión musculoesquelética (la cual podría dificultar los tests); (c) respuestas negativas a todos los ítems en el Cuestionario de Preparación de Actividad Física/PAR-Q; y (d) familiarizados con el entrenamiento de resistencia por  $>12$  meses.

Los sujetos que tomaban medicación, alcohol, y/o fumaban; quienes se presentaron con una historia de enfermedad y/o agravamiento musculoesquelético; o quienes tuvieron experiencia previa en entrenamiento de resistencia con SI fueron excluidos. El proyecto de investigación fue aprobado por el Comité Ético de Investigación Humana de la Universidad Federal de Juiz de Fora a través del Decreto No. 204.521/2013 de acuerdo a las regulaciones de la resolución 196/96 del Consejo Nacional de Ética en Investigación Humana y de acuerdo con la Declaración de Helsinki. Todos los sujetos firmaron un formulario de consentimiento informado según la Resolución No 196/96 del Consejo Nacional de Salud.

## Procedimientos

El protocolo experimental fue realizado en SEs y SIs utilizando el ejercicio de press de banca en un banco (Equipamiento Righetto Fitness®, Press de Banca, SP, BR) y una pelota Suiza (Mercur®, Pelota de Gimnasia, Rio Grande do Sul, Brasil). Los sujetos sostuvieron una barra libre mientras sus escápulas y su cabeza reposaban sobre la superficie con sus pies plantados de forma segura en el suelo.

Los sujetos realizaron la sentadilla libre en el suelo y sobre dos discos de equilibrio (Pretorian®, Balance Cushion, SP, BR) en cada pie (parándose con la barra libre en sus manos sostenida sobre su espalda) y realizaron el movimiento hasta que la rodilla formó un ángulo de 90° con el suelo entre el muslo y la pierna.

En el primer encuentro, luego de medir las variables antropométricas, los sujetos llevaron a cabo una serie de ejercicios de familiarización en la SI. Los sujetos realizaron 3 series de 15 repeticiones a aproximadamente 60% del máximo esfuerzo percibido y recibieron instrucciones sobre la coordinación motora y el ritmo de movimiento. En la 2da, 3ra, 4ta y 5ta sesión, fueron sometidos a tests de 15RM, con un intervalo de 48 a 72 hs. Las superficies fueron seleccionadas al azar. En la 6ta y 7ma sesión, se registró la actividad EMG con un intervalo de 24 hs entre las sesiones. Las superficies nuevamente fueron seleccionadas al azar. El press de banca fue realizado primero, y luego, la sentadilla libre. Para el press de banca, se utilizó la pelota Suiza (55, 65 o 75 cm) de acuerdo a la altura de los sujetos (1.55-1.69, 1.70-1.87, y 1.88-2.03 m, respectivamente). La pelota se infló a una presión tal que la huella en el suelo fuera la misma que el diámetro de la pelota según las especificaciones del fabricante. Para la sentadilla libre, se utilizaron dos discos de equilibrio (uno en cada pie) inflados hasta 6 cm para la realización de todos los tests de acuerdo a las instrucciones del fabricante.

Los tests de 15RM fueron realizados en ambas plataformas de acuerdo al protocolo preexistente. Se realizó un calentamiento con 15 repeticiones al 40-60% de la carga máxima percibida para 15RM. Luego de un descanso de 1 minuto, los sujetos realizaron 5 repeticiones al 60-80% de la carga máxima percibida para 15 RM. Después de una pausa de 1 min, empezó el test de carga. Los sujetos seleccionaron una carga que sentían que se aproximaba a sus 15RM. En el test de carga, cada uno realizó un máximo de tres intentos para cada ejercicio, con un intervalo de 5 minutos entre los intentos. Después de que los sujetos realizaron el primer intento, la carga se aumentó o se disminuyó hasta alcanzar 15RM. Se usó un limitador de rango de movimiento para determinar las posiciones del comienzo y el final de cada ejercicio. Luego de obtener la carga para el primer ejercicio (press de banca), los sujetos descansaron por 10 minutos antes de los tests de sentadilla libre.

Para reducir el margen de error en el test de 15RM, se adoptaron las siguientes estrategias: (a) una orientación antes del test para informar a los sujetos de la rutina de recolección de datos; (b) instrucciones para la realización de la tarea y la velocidad de los ejercicios (EMT-888 Tuner Metronome®, SP, BR) con 1 segundo para hacer la fase concéntrica y 2 segundos para llevar a cabo la fase excéntrica; (c) uso del estímulo verbal; y (d) los pesos fueron previamente calibrados en una balanza de precisión. La carga utilizada para determinar 15RM se logró a través del uso de barras (Equipamiento Righetto Fitness®, SP, BR). Las barras pesaban 2, 5, 10, 15, 20 y 25 kg.

El mismo test realizado nuevamente tuvo como objetivo evaluar la exactitud de la carga. El mayor peso obtenido en ambos días (test y test realizado otra vez) tuvo una diferencia menor a 5%. En casos de una mayor diferencia, se les pidió a los sujetos que realicen el test nuevamente para calcular la diferencia entre las sesiones.

Para reducir posibles interferencias durante la adquisición de la señal EMG, los sujetos se sometieron a la preparación de la piel con depilación cuando fue necesario y limpieza del área con 70% de alcohol antes del registro. Esta técnica fue designada para reducir la impedancia de la piel a un valor de menos de 5k ohm ( $\Omega$ ) utilizando un multímetro digital (Icel Manaus MD-5011®, SP, BR).

Se colocaron dos electrodos (un canal) para cada músculo en el deltoides anterior y el pectoral mayor para el press de banca y en el vasto lateral y el bíceps femoral para la sentadilla libre. Sólo se evaluaron los músculos del lado derecho. El electrodo de referencia monopolar se colocó en el epicóndilo medial del codo derecho. Se usaron los electrodos bipolares Ag/AgCl (Double Electrodes Miotec®, SP, BR) con 5 cm de distancia entre los puntos de contacto. Todos los electrodos fueron colocados de acuerdo al posicionamiento estándar establecido por las Recomendaciones Europeas para Electromiografía de Superficie (SENIAN). Además, para prevenir el desplazamiento durante los procedimientos, los cables fueron sostenidos con tiras de cinta adhesiva. El mismo investigador identificó los puntos anatómicos y colocó los electrodos. Si la impedancia medida era mayor a 5k  $\Omega$ , se sacaban los electrodos y los procedimientos de preparación se realizaban de nuevo.

La determinación de la ubicación del electrodo se realizó solamente en el primer día de la prueba. Se realizó una demarcación de los electrodos sobre la piel de los voluntarios con un marcador indeleble (Faber Castel, Pilot 2.0 mm Az, Brasil) para asegurar la misma posición en el siguiente test. Los cables del electrodo fueron conectados al amplificador de señal del EMG (Sistema EMG Brasil®, SP, BR) con una frecuencia modelo de 2000 Hz por canal, una resolución de 14-bit,

y un filtro de paso de frecuencia antiplegramiento análogo con una frecuencia de corte entre 20 y 500 Hz. El amplificador de señal se conectó a una batería 11.1 V 2.2 mA/h Li-Ion. También se usaron microcomputadoras con sus baterías para evitar interferencia en la oscilación de la energía (60 Hz en BR) en los datos.

Para recoger la señal electromiográfica, se realizó para ambos ejercicios una serie de 15RM (con las cargas obtenidas en los test de fuerza). Se utilizó la misma velocidad de ejecución, amplitud de movimiento y aleatoriedad de las pruebas de fuerza. Los sujetos realizaron una acción isométrica voluntaria máxima durante 5 segundos en ambos ejercicios, descansaron 5 minutos y luego realizaron series de 15RM. La secuencia se realizó primero para los miembros superiores, y luego para los inferiores con un descanso de 5 minutos entre los ejercicios.

Siempre se excluyó el primer latido cardíaco, debido a la posibilidad de que el ajuste de la amplitud de movimiento y el desplazamiento de la barra podrían ser capturados por la electromiografía superficial. Se eliminó el segundo y tercer latido cardíaco porque la cadencia no era apropiada en estas repeticiones. Un cambio de la cadencia también ocurrió cuando los individuos se aproximaban al estado de fatiga (los últimos latidos). Por lo tanto, se utilizaron los sonidos de los latidos desde la cuarta a la décima tercera repetición. La variable del valor cuadrático medio (VCM) se calculó a partir de todas las señales electromiográficas relacionadas a las 10 repeticiones para asegurarse de que los análisis fueran realizados con las repeticiones que suponen las correctas cadencias y técnicas. Luego, la variable fue estandarizada por el VCM máximo obtenido por cada sujeto durante la contracción isométrica voluntaria máxima sobre una SE. Los recortes y otros procesamientos de señales fueron realizados por rutinas específicas desarrolladas en Matlab® (Mathworks, Natick, EEUU).

### Análisis Estadísticos

Se utilizó el t-test de los Estudiantes para evaluar las diferencias en la actividad EMG y la carga de 15RM de los protocolos de los ejercicios en SE y SI. El prerrequisito de normalidad de datos se obtuvo según el test de Shapiro-Wilk con la corrección de significancia de Lilliefors. La reproductibilidad de las medidas fue evaluada con el coeficiente de correlación intraclass (CCI). Los resultados se presentan como la media  $\pm$  derivación estándar. El tamaño del efecto (TE) se calculó con Cohen's d. Los análisis se realizaron usando el software SPSS, versión 20.0 (IBM Corp., Armonk, NY, EEUU) con un nivel de significancia de 5% ( $P = 0.05$ ).

## RESULTADOS

No se observaron diferencias significativas en la carga de 15RM para el press de banca en SE y SI ( $66 \pm 10.15$  kg vs.  $64.2 \pm 8.63$  kg,  $P = 0.231$ , TE = 0.19). Sin embargo, la carga de la sentadilla libre fue significativamente mayor sobre la SE comparada con la SI ( $83.9 \pm 18.67$  kg vs.  $70.3 \pm 10.07$  kg,  $P = 0.001$ , TE = 0.94). Se observaron altos coeficientes de reproductibilidad para el press de banca sobre la SE (0.98) y la SI (0.94) y la sentadilla libre sobre la SE (0.94) y la SI (0.93).



Carga de 15RM (kg)  
Press de Banca  
Sentadilla Libre  
SE  
SI

**Figura 1.** Media de la Fuerza en 15 Repeticiones Máximas (RM) para el Press de Banca en Superficie Estable (SE- banco) y Superficie Inestable (SI- pelota Suiza) y Sentadilla Libre (piso y Discos de Equilibrio). \*Significativamente diferente de superficie estable con ejercicio a  $P \leq 0.05$ .

Con respecto a las variables de EMG, no se encontraron diferencias significativas entre SE y SI durante cualquiera de los ejercicios.

## Actividad EMG (VCM)

DA  
PM  
BF  
VL  
SE  
SI

**Figura 2.** Actividad EMG Media, Valor Cuadrático Medio (VCM) en el Deltoides Anterior (DA), y el Pectoral Mayor (PM) en el Banco y en la Pelota Suiza; el Bíceps Femoral (BF) y el Vasto Lateral (VL) en el Suelo y en los Discos de Equilibrio (n=19).

Los valores estándar se presentan en la Tabla I.

**Tabla 1.** Media y Derivación Estándar del Valor Cuadrático Medio (VCM) de la Actividad EMG en Ejercicios de Resistencia Realizados en Superficies Estables e Inestables (n= 19).

	VCM – Estable (u.n.)	VCM – Inestable (u.n.)	P / TE
<b>Deltoides Anterior</b>	0.52 ± 0.13	0.65 ± 0.42	0.06 / 0.47
<b>Pectoral Mayor</b>	0.40 ± 0.44	0.30 ± 0.21	0.14 / 0.31
<b>Bíceps Femoral</b>	0.09 ± 0.08	0.08 ± 0.06	0.50 / 0.14
<b>Vasto Lateral</b>	0.34 ± 0.21	0.34 ± 0.22	0.76 / 0.00

## DISCUSIÓN

Mientras que no se observaron diferencias significativas en la carga de 15RM para el press de banca en SE y SI, la sentadilla libre fue significativamente alta en la SE comparada a la SI. En los valores de activación EMG estándar del deltoides anterior, el pectoral mayor, el bíceps femoral, y el vasto lateral, no se observaron diferencias significativas entre las superficies estables y las inestables. Se utilizaron los datos estandarizados durante la contracción isométrica voluntaria máxima en la SE porque los datos no estandarizados no indicaron cambios significativos.

Saeterbakken y Fimland (11) informaron una mayor carga durante 6RM para el press de banca en la SE y una activación EMG más alta del pectoral mayor y el tríceps braquial en el banco, que reveló que la mayor inestabilidad en la pelota Suiza no necesita una mayor activación muscular durante el ejercicio (pero los sujetos levantaron una carga total mayor en la SE). Por el contrario, en el presente estudio, la activación EMG del deltoides anterior y del pectoral mayor no fue más alta, aun cuando se realizó con cargas mayores en una SE. Sólo el músculo deltoides anterior tuvo una actividad EMG similar en estos dos estudios al comparar las superficies (como se confirmó en investigaciones anteriores) (2, 6, 14). Corroborando estos resultados, dos estudios previos analizaron contracciones dinámicas e isométricas máximas (1RM) e informaron similar actividad EMG en los músculos pectoral mayor, deltoides anterior, tríceps braquial, y bíceps braquial (2, 6).

Estudios que analizan contracciones dinámicas han obtenido diferentes resultados comparados con los resultados observados aquí. Snar y Esco (13) analizaron la actividad EMG en el pectoral mayor, el deltoides anterior, y el tríceps braquial en 21 hombres durante la flexión de brazos en el suelo y el TRX®. Se realizaron cuatro repeticiones con el peso corporal, y se observó un aumento de la activación muscular en todos los músculos en el TRX®. Para respaldar este estudio, una investigación realizó 10 vuelos laterales en una SE (banco horizontal) y en una SI (pelota Suiza) al 30% de 1RM en ambas condiciones. La actividad EMG en el pectoral mayor, el deltoides anterior y el serrato anterior fue

significativamente mayor en la SI (9). Los factores de comparación limitantes en ambos estudios incluyeron el uso del peso corporal (sin otra carga), otras condiciones inestables, menos repeticiones, y porcentaje de carga muy bajo. El uso de diferentes tipos de superficies ha indicado que el efecto de la inestabilidad en la actividad EMG difiere para muchos grupos musculares.

El entrenamiento de resistencia realizado en una SI requiere menos fuerza y activación muscular de los músculos principales usados para el movimiento analizado. Kohler y sus colegas (7) informaron mayor actividad EMG en el tríceps braquial durante la realización del ejercicio al sentarse en un banco comparado con una pelota Suiza. Behm y Anderson (3) demostraron menos activación EMG (44%) en el cuádriceps durante la extensión de pierna en una SI. El mecanismo para una disminución en la activación de los músculos principales con inestabilidad puede ser confirmada teóricamente por el aumento del estrés asociado con la demanda del equilibrio (5). La musculatura estabilizadora puede ser más estimulada debido a una mayor exigencia para la estabilización del ejercicio.

Otro factor que puede influenciar los resultados del estudio es la presión de aire con algunos dispositivos de SI. Se deben considerar el peso corporal de los sujetos y la carga levantada (dado que ambos modifican el nivel de deformidad). Además, la posición de los miembros superiores sobre la pelota Suiza es un parámetro importante a controlar porque el individuo que apoya la cabeza y la región dorsal gana mayor estabilidad (2, 6).

Con respecto a la actividad EMG durante la sentadilla libre, los resultados fueron similares en ambas condiciones porque la carga durante las 15RM disminuyó significativamente en la SI. Esto indica que se requiere relativamente mayor activación muscular para sostener una menor carga, que se puede explicar por el grado de dificultad y de inestabilidad de los sujetos al realizar el ejercicio sobre dos discos de equilibrio.

De acuerdo a los resultados de la sentadilla libre observados en el presente estudio, Saeterbakken y Fimland informaron valores menores de fuerza isométrica máxima en la SI comparado con la SE. Aunque la actividad EMG fue similar, varios estudios (4, 10, 14) han demostrado mayor actividad EMG en la SI. Pero, es importante mencionar que los estudios anteriores utilizaron el mismo valor de carga absoluta en ambas plataformas y no analizaron un alto número de repeticiones, lo que difiere del actual estudio.

Las investigaciones observaron actividad EMG similar en los músculos vasto lateral y bíceps femoral, pero con una activación muscular aumentada en el sóleo durante la sentadilla libre en dos discos de equilibrio. Anderson y Behm (1) utilizaron la misma carga absoluta en ambas superficies. Un estudio analizó la activación muscular durante la sentadilla libre isométrica en el suelo usando discos Dyna®, la pelota Suiza, el BOSU® y la Wobble Board®. Se observó actividad EMG similar en el recto femoral, el bíceps femoral y los erectores espinales. Sin embargo, la actividad EMG en el sóleo fue mayor, y la actividad EMG en el recto del abdomen fue menor al realizarse en la Wobble Board® y la pelota Suiza comparado con las otras condiciones. No obstante, este estudio se limitó a usar solamente el peso del cuerpo (15). La prescripción del entrenamiento de resistencia es comúnmente realizada con repeticiones máximas (por ejemplo, 10RM o 15RM) o con un porcentaje de 1RM. La comparación de cargas relativamente diferentes se torna importante para los atletas y los practicantes de entrenamiento de resistencia.

### **Limitaciones de este Estudio**

Este estudio tiene algunas limitaciones. Sólo sujetos experimentados en entrenamiento de resistencia sin experiencia en SIs fueron admitidos. Así, los resultados no pueden ser generalizados a todas las poblaciones. La actividad EMG en los músculos estabilizadores no se monitoreó. Aun cuando los músculos estabilizadores hubiesen sido analizados en estudios previos, estos estudios no evaluaron el entrenamiento de resistencia de 15RM.

## **CONCLUSIONES**

---

La mayor inestabilidad en el press de banca y la sentadilla libre no causó una mayor activación EMG en los músculos analizados. Sin embargo, se observó una considerable disminución en la carga de 15RM para la sentadilla libre. Este estudio es importante para prescribir programas de resistencia y ejercicios para practicantes recreativos. El ejercicio de sentadilla libre sobre dos discos de equilibrio puede ser realizado con una carga baja para obtener la misma activación EMG comparada con una carga de 15RM. Por lo tanto, el uso de una carga menor sobre una SI puede producir efectos similares a cargas mayores en SEs.

## AGRADECIMIENTOS

---

Los autores agradecen a CAPES (Coordination of Undergraduate Improvement - Higher Education Person Improvement Coordination), a una oficina gubernamental del Ministerio de Educación, por brindar una beca. Los autores también agradecen a la participación de los voluntarios para el estudio.

**Dirección de correo:** Liliane Cunha Aranda, MS, Motor Evaluation Laboratory, Federal University of Juiz de Fora, Juiz de Fora, Minas Gerais, Brazil, zip-code 36033-180, Email: lilianearanda@yahoo.com.br.

## REFERENCIAS

---

1. Anderson K, Behm DG. (2005). Trunk muscle activity increases with unstable squat movements. *Can J Appl Physiol.* 2005;30:33-45.
2. Anderson KG, Behm DG. (2004). Maintenance of EMG activity and loss of force output with instability. *J Strength Cond Res.* 2004;18:637-640.
3. Behm DG, Anderson K, Curnew RS. (2002). Muscle force and activation under stable and unstable conditions. *J Strength Cond Res.* 2002;16:416-422.
4. Behm DG, Leonard AM, Young WB, Bonsey WA, MacKinnon SN. (2005). Trunk muscle electromyographic activity with unstable and unilateral exercises. *J Strength Cond Res.* 2005;19:193-201.
5. Folland JP, Williams AG. (2007). The adaptations to strength training: Morphological and neurological contributions to increased strength. *Sports Med.* 2007;37:145-168.
6. Goodman CA, Pearce AJ, Nicholes CJ, Gatt BM, Fairweather IH. (2008). No difference in 1RM strength and muscle activation during the barbell chest press on a stable and unstable surface. *J Strength Cond Res.* 2008;22:88-94.
7. Kohler JM, Flanagan SP, Whiting WC. (2010). Muscle activation patterns while lifting stable and unstable loads on stable and unstable surfaces. *J Strength Cond Res.* 2010; 24:313-321.
8. McBride JM, Cormie P, Deane R. (2006). Isometric squat force output and muscle activity in stable and unstable conditions. *J Strength Cond Res.* 2006;20:915-918.
9. Melo B, Pirauá A, Beltrão N, Pitangui AC, Araújo R. (2014). The use of unstable surfaces increases the electromyographic activity of the muscles of the pectoral girdle during the flye. *Brazilian Magazine of Physical Activity and Health.* 2014;19:342.
10. Norwood JT, Anderson GS, Gaetz MB, Twist PW. (2007). Electromyographic activity of the trunk stabilizers during stable and unstable bench press. *J Strength Cond Res.* 2007;21:343-347.
11. Saeterbakken AH, Fimland MS. (2013). Electromyographic activity and 6RM strength in bench press on stable and unstable surfaces. *J Strength Cond Res.* 2013;27:1101-1107.
12. Saeterbakken AH, Fimland MS. (2013). Muscle force output and electromyographic activity in squats with various unstable surfaces. *J Strength Cond Res.* 2013;27:130-136.
13. Snarr RL, Esco MR. (2013). Electromyographic comparison of traditional and suspension push-ups. *J Hum Kinet.* 2013;39:75-83.
14. Uribe BP, Coburn JW, Brown LE, Judelson DA, Khamoui AV, Nguyen D. (2010). Muscle activation when performing the chest press and shoulder press on a stable bench vs. a Swiss ball. *J Strength Cond Res.* 2010;24:1028-1033.
15. Wahl MJ, Behm DG. (2008). Not all instability training devices enhance muscle activation in highly resistance-trained individuals. *J Strength Cond Res.* 2008;22:1360-1370.