



# INVESTIGACIONES EN FACULTADES DE INGENIERÍA DEL NOA



Revista N° 6 - Año 2020  
ISSN: 1853-6662



Laboratorio de Investigación en  
Neurociencias y Tecnología Aplicada



**Gerez, Gonzalo Daniel**  
gonzalodanielgerez@gmail.com  
Cátedra de Anatomía descriptiva y funcional  
Facultad de Educación Física  
Universidad Nacional de Tucumán



**Cano, Leonardo Ariel**  
lcano@herrera.unt.edu.ar  
Facultad de Educación Física  
Instituto Superior de Investigaciones Biológicas  
Universidad Nacional de Tucumán  
Consejo Nacional de Investigaciones  
Científicas y Técnicas



**Farfán, Fernando Daniel**  
ffarfán@herrera.unt.edu.ar  
Facultad de Ciencias Exactas y Tecnología  
Instituto Superior de Investigaciones Biológicas  
Universidad Nacional de Tucumán  
Consejo Nacional de Investigaciones  
Científicas y Técnicas



**Parajón Viscido, Manuel**  
mvparajon39@gmail.com  
Cátedra de Anatomía descriptiva y funcional  
Facultad de Educación Física  
Universidad Nacional de Tucumán

## Análisis electromiográfico y funcional de la musculatura del tronco en ejercicios isométricos

Gerez, Gonzalo D.<sup>1</sup>; Cano, Leonardo A.<sup>1,2,3</sup>; Farfán, Fernando D.<sup>2,3</sup>; Parajón Viscido, Manuel<sup>1</sup>

*(1) Cátedra de Anatomía descriptiva y funcional, Facultad de Educación Física, Universidad Nacional de Tucumán.*

*gonzalodanielgerez@gmail.com; mvparajon39@gmail.com*

*(2) Departamento de Bioingeniería, Facultad de Ciencias Exactas y Tecnología, Universidad Nacional de Tucumán.*

*lcano@herrera.unt.edu.ar; ffarfan@herrera.unt.edu.ar*

*(3) Instituto Superior en Investigaciones Biológicas, Consejo Nacional de Investigaciones Científicas y Técnicas.*

### RESUMEN

La estabilidad central ha cobrado importancia debido a su rol en el movimiento y la relación con el dolor lumbar, en ese sentido han sido propuestos diversos modelos para explicar su funcionamiento, sin un consenso claro aún. El objetivo de este trabajo fue analizar cuantitativamente la activación y participación de la musculatura del tronco en ejercicios isométricos relacionados a la estabilidad central. Se evaluó a una alumna de 23 años de la Facultad de Educación Física (UNT). A través de la electromiografía de superficie se examinó bilateralmente la actividad del oblicuo mayor, oblicuo menor, multifidos y glúteo mayor, en cuatro ejercicios isométricos, plancha prona, extensión isométrica de tronco y plancha lateral derecha e izquierda. Los resultados obtenidos indican que la plancha prona y la plancha lateral involucran principalmente los músculos oblicuos, contrariamente a la extensión isométrica del tronco que compromete a los multifidos. Sin embargo, los resultados muestran discrepancia con estudios previos, se observó una exacerbada activación en todos los ejercicios del oblicuo menor derecho y el oblicuo mayor izquierdo, un patrón cruzado de activación sincrónica que reflejaría un comportamiento adaptativo. Al tratarse del análisis de un caso, los resultados no son concluyentes, son necesarias más investigaciones al respecto.

### ABSTRACT

Core stability has gained importance due to its role in movement and its relationship with low back pain, in this sense, various models have been proposed to explain its performance, without a clear consensus yet. The aim of this study was to quantitatively analyze the activation and participation of the trunk musculature in isometric exercises related to central stability. A 23-year-old student from the Facultad de Educación Física (UNT) was evaluated. Through surface electromyography, the activity of the external oblique, internal oblique, multifidus and gluteus maximus was bilaterally examined in four isometric exercises, prone plank, isometric trunk extension and right and left side plank. The results obtained indicate that the prone plank and the side plank mainly involve the oblique muscles, contrary to the isometric extension of the trunk that involves the multifidus. However, the results show a discrepancy with previous studies, an exacerbated activation was observed in all exercises of the right internal oblique and the left external oblique, a crossed pattern of synchronous activation that would reflect an adaptive behavior. For being a case report, this results are not conclusive, more research is needed in this regard.

Palabras claves: tronco - núcleo - estabilidad - electromiografía

Keywords: core - trunk - stability - electromyography

## 1. INTRODUCCIÓN

En los últimos años, el interés por la estabilidad central de la zona media ha sido un tema de debate entre los especialistas. Su importancia radica en el concepto del tronco como núcleo estructural y funcional del cuerpo, la relación con la transmisión de fuerzas entre las articulaciones esféricas, y su papel en el tratamiento y prevención del dolor lumbar, todo ello ha hecho de la estabilidad central un eslabón primordial en los planes de entrenamiento con objetivos de rendimientos deportivos y de salud.

A pesar de la gran cantidad de información acerca de la seguridad y eficacia en la prescripción de ejercicios para su entrenamiento, y de los esfuerzos para explicar sinergias y secuencias de activación muscular, aun coexisten paradigmas que intentan dar respuesta al funcionamiento de la zona media (Behm, 2010, Danneels, 2001; Hodges, 1997; Vera-García, 2015).

Entre los planteos más interesantes de la literatura destacamos el punto de vista desarrollado por Bergmark (1989) en donde realiza una distinción anatómico funcional de los músculos de la zona media, diferenciándose entre sistema global y local; el sistema local consiste en músculos con inserción u origen (o ambos) en la columna lumbar, mientras que el sistema global consiste en músculos con origen e inserción en la pelvis y caja torácica. El papel principal del sistema global parece ser equilibrar la carga externa para que el sistema local pueda manejar la fuerza resultante transferida a la columna lumbar, trabajando entre ambos sistemas de forma sinérgica y secuencial.

Un enfoque que parecería ser unificador tiene su origen en la década del 70, una nueva perspectiva de la zona media, el modelo del Serape original (Logan, 1970) proporciona una idea sobre los patrones de generación de fuerza utilizados por el cuerpo para transferirlas desde y hacia los miembros, encadenando la musculatura del tronco en forma de espiral, este modelo lleva el nombre de una manta típica de México que cruza el tronco por delante y por detrás de la nuca. Esta idea fue abordada y expandida hace unos años atrás por el concepto de “Core rotacional, Serape anterior y posterior” (Santana, 2015) proponiendo que la cadena no solo involucra la musculatura central sino también la axial, vinculando los miembros superiores e inferiores en forma diagonal por delante y por detrás, que parece ser utilizada en cualquier actividad, mediante una

ajustada sincronización permitiendo no solo movimientos rotacionales sino también en el plano sagital.

Actualmente no existen en la literatura científica estudios concluyentes que puedan explicar este modelo desde el punto de vista de la actividad eléctrica muscular.

La electromiografía de superficie es una técnica no invasiva que permite evaluar la función en músculos sanos y con dolor (De Luca, 1997). En este contexto la problemática a abordar fue el estudio de las características de sincronización del reclutamiento muscular en los actos motores monitoreada a través de biomarcadores, por ello el objetivo del siguiente trabajo ha sido analizar cuantitativamente la activación y participación de la musculatura del tronco en ejercicios isométricos relacionados a la estabilidad central realizados por una estudiante de la Facultad de Educación Física de la Universidad Nacional de Tucumán.

## 2. MATERIALES Y MÉTODOS

### 2.1 Sujeto

Mujer saludable (23 años - Peso 62,8 kg. - Altura 1,64 m. - IMC 23,3), alumna de la Facultad de Educación Física (UNT), voluntariamente dispuesta a participar.

### 2.2 Registros de EMG

Los registros de electromiografía fueron adquiridos con un sistema RHA2000-EVAL a una frecuencia de muestreo de 2.5KHz. Se utilizaron electrodos autoadhesivos marca 3M® colocados en cuatro músculos bilateralmente, oblicuo mayor, oblicuo menor, multifidos y glúteo mayor, según las recomendaciones de la SENIAM y estudios específicos (McGill, 1996). El procesamiento de la señal cruda fue realizado con el software MATLAB® versión R2017b.

Los valores de referencia a partir de los cuales se compararon los resultados del posterior análisis corresponden a la prueba de máxima contracción isométrica voluntaria (MCV) en cada músculo, la cual consistió en evocar su acción principal durante cinco segundos (Vera-García, 2010) contra la resistencia manual ejercida por un colaborador en dirección contraria, se realizaron tres intentos con un descanso de un minuto entre pruebas.

Los ejercicios elegidos fueron cuatro, que al momento de examinarlos se realizaron en el siguiente orden: plancha frontal, extensión isométrica de tronco, plancha lateral apoyando el codo derecho y plancha lateral apoyando el codo izquierdo. Luego de la explicación por parte de un colaborador se realizó una prueba de familiarización y posteriormente tres evaluaciones de diez segundos de duración cada una con un minuto de descanso entre evaluaciones.

2.3 Descripción de los ejercicios

2.3.1 Plancha frontal

Decúbito prono con los antebrazos apoyados en el suelo, los pies separados a la altura de los hombros, la columna y la pelvis en una posición neutra (para asegurar esta posición se coloca un bastón tutor contactando a la altura de la parte más posterior del hueso occipital, en la mitad de la columna dorsal y a la altura del sacro). Los codos están separados al ancho de los hombros directamente debajo de la articulación glenohumeral. Se levanta el cuerpo sobre los antebrazos y los dedos de los pies, manteniendo el cuerpo lo más estable posible. (Fig. 1)



Figura 1: Plancha prona.

2.3.2 Extensión isométrica de tronco

Decúbito prono sobre una camilla, con las espinas ilíacas anterosuperiores en contacto con el extremo de la camilla, la columna y la pelvis se mantienen en una posición neutra (para asegurarse de esto se utiliza el mismo procedimiento descrito en la plancha frontal). Las piernas son sujetadas por detrás con resistencia manual por parte de un colaborador. Se levanta el cuerpo con los brazos cruzados por

delante del pecho y se mantiene esta posición lo más estable posible. (Fig. 2)

2.3.3 Planchas laterales

Decúbito lateral, con el antebrazo apoyado en el suelo, el codo por debajo de la articulación glenohumeral. La columna y la pelvis en posición neutra, las rodillas extendidas. La extremidad inferior que se encuentra por encima de la otra cruza a ésta por adelante y apoya con la parte interna del pie en el suelo. La extremidad superior libre cruza por frente del tórax y contacta la mano con el hombro contralateral. (Fig. 3)



Figura 2: Extensión isométrica de tronco.



Figura 3: Plancha lateral.

2.4 Procesamiento

Posteriormente a las pruebas de máxima contracción isométrica voluntaria se promedió los tres intentos para extraer el valor promedio absoluto de activación. Las señales obtenidas en la evaluación de cada ejercicio fueron normalizadas a partir del valor promedio absoluto obtenido de las pruebas de MCV, a su vez estas fueron reflejadas como un valor porcentual (% MCV). Finalmente, la duración del ejercicio se

dividió en 10 períodos de 1 segundo cada uno para evaluar el comportamiento morfológico de la señal y comparar los valores en función del tiempo transcurrido.

### 3. RESULTADOS

#### 3.1 Plancha frontal (Fig. 4)

El ejercicio compromete principalmente los músculos abdominales bilateralmente. El oblicuo mayor izquierdo (108,65% MCV) presenta mayor actividad eléctrica que su homónimo contralateral (59,21% MCV). El oblicuo menor derecho (125,77% MCV) presenta mayor actividad eléctrica que su homónimo contralateral (71,77% MCV).

En el análisis por periodos la actividad eléctrica del oblicuo mayor derecho (OmaD) decrece un 15,83% y la del oblicuo mayor izquierdo (OmaI) aumenta un 78,38%. Morfológicamente la curva del OmaD refleja una disminución más o menos uniforme, y la curva del OmaI permite observar una tendencia creciente de igual forma.

El oblicuo menor derecho (OmeD) tiene un comportamiento muy irregular, reflejando picos exacerbados de aumentos y disminuciones de actividad eléctrica.

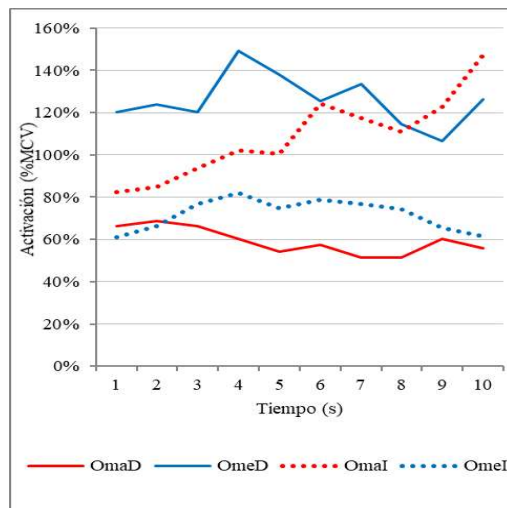


Figura 4: Análisis por periodos. Plancha prona.

#### 3.2 Extensión isométrica de tronco (Fig. 5)

El ejercicio compromete principalmente a los músculos multifidos bilateralmente. Existe una

diferencia de activación del 27,37% entre los multifidos derechos -MfD- (304,38% MCV) y los multifidos izquierdos -Mfi- (231,09% MCV). El oblicuo mayor izquierdo (24,82% MCV) presenta mayor actividad eléctrica que su homónimo contralateral (5,99% MCV). El oblicuo menor derecho (24,85% MCV) presenta mayor actividad eléctrica que su homónimo contralateral (15,18% MCV).

La señal del par de multifidos tiene una tendencia hacia el descenso de la actividad eléctrica, aunque se pueden observar picos ascendentes y descendentes que se alternan entre ambos.

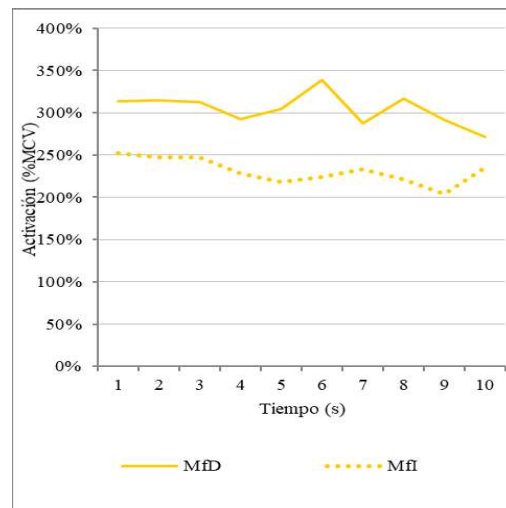


Figura 5: Análisis por periodos. Extensión isométrica de tronco.

#### 3.3 Plancha lateral derecha (Fig. 6)

El ejercicio compromete principalmente a los músculos abdominales y multifidos derechos. El músculo más activado es el oblicuo menor derecho (262,06% MCV) y los multifidos derechos (206,26% MCV).

Al inicio del ejercicio tanto OmeD y MfD comienzan de valores muy similares, luego al transcurrir el tiempo el OmeD se comporta de una forma muy irregular, tiene una tendencia al incremento a través de picos pronunciados, diferenciándose así del MfD el cual solo refleja un incremento de su actividad del 2,79% con una curva morfológicamente más estable.

#### 3.4 Plancha lateral izquierda (Fig. 7)

El ejercicio compromete principalmente a los músculos abdominales y multifidos izquierdos. El

oblicuo menor izquierdo y el multifido izquierdo son los músculos que más se activan (171,49% MCV y 206,95% MCV, respectivamente). El OmeI y MfI tienen un comportamiento similar en cuanto a las variaciones en la actividad eléctrica, en el análisis morfológico sus curvas mantienen cierta simetría y estabilidad, alternan entre ambos picos de aumentos y disminuciones modestas, finalizando ambos en niveles muy similares a los iniciales.

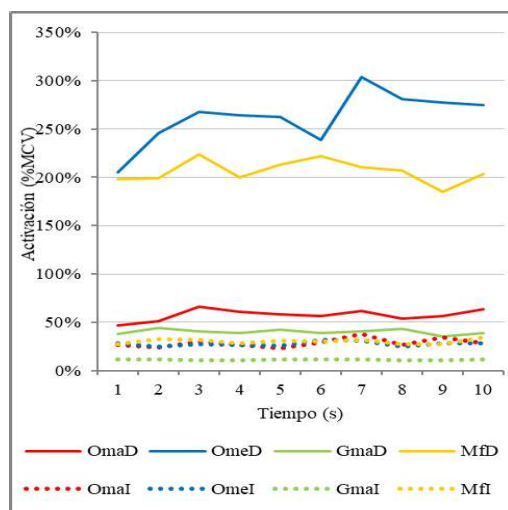


Figura 6: Análisis por periodos. Plancha lateral derecha.

### 3.5 Comparación entre ambas planchas laterales

Los únicos músculos que presentan actividad eléctrica muy similar en ambas planchas, cuando están en rol agonista, son los multifidos.

El oblicuo mayor izquierdo en su papel de antagonista (en la plancha lateral derecha) presenta mayor activación eléctrica (112,69% MCV) que el oblicuo mayor derecho cuando es antagonista, es decir en la plancha lateral izquierda, aunque sus niveles de activación son bajos (28,66% MCV OmaI y 8,00% MCV OmaD). Parecida situación se observa cuando ambos músculos tienen rol de agonista, o sea en la plancha lateral izquierda el OmaI y en la plancha lateral derecha el OmaD, en esta comparativa existe una diferencia del 79,70% a favor del OmaI. Algo similar sucede con el oblicuo menor derecho que supera al oblicuo menor izquierdo si comparamos su actividad en los mismos roles, cuando es agonista (plancha lateral derecha) un 41,78% y cuando es

antagonista (plancha lateral izquierda) un 99,18%, en este último caso lo interesante es su porcentaje de activación que corresponde al 82,43% MCV.

El glúteo mayor izquierdo al ejecutarse la plancha lateral izquierda presenta una activación correspondiente al 87,76% MCV, lo que representa un 74,47% más de actividad eléctrica que el glúteo mayor derecho cuando se ejecuta la plancha lateral derecha.

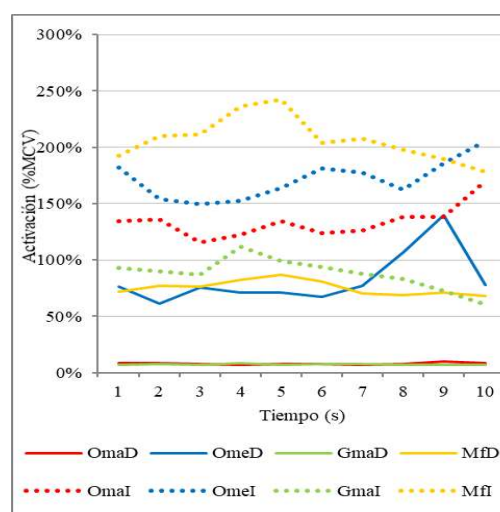


Figura 7: Análisis por periodos. Plancha lateral izquierda.

## 4. DISCUSIÓN

En lo que respecta a la plancha frontal, algunos estudios (Ekstrom, 2007; Schoenfeld, 2014) reportan una gran activación del oblicuo mayor, sin embargo, sus valores obtenidos son menores a los de este estudio. Si el análisis se centra en cada musculo del par, los resultados muestran algunas particularidades interesantes. Existe una mayor actividad del oblicuo mayor izquierdo y del oblicuo menor derecho comparados con sus pares contralaterales, además la señal morfológica del OmeD es bastante irregular, con picos muy pronunciados. No ha sido posible encontrar bibliografía sobre estudios en sujetos sanos que muestre tal situación. La relación de los músculos abdominales observada en el análisis por periodos es particularmente sugerente, se puede apreciar como entre ellos hay una interrelación que por lo menos permitiría pensar de una sinergia muscular, o en la existencia de un patrón cruzado

de activación entre oblicuos mayores y menores contralaterales.

En cuanto al ejercicio de extensión isométrica del tronco, nuestros hallazgos son acordes con la literatura existente (Arokoski, 1999; Coorevits, 2008; Steele, 2013), coincidimos en que los multifidos son el grupo motor primario, pero se encuentran diferencias en cuanto a los niveles de activación alcanzados. Al observar la morfología de la señal de los multifidos puede apreciarse una tendencia hacia la disminución de la actividad EMG, lo que podría relacionarse con un aumento de la fatiga muscular (Coorevits, 2008), y también plantear la posible hipótesis de que este evento podría ser un predictor de dolor lumbar, algo que ha sido relacionado más que nada con la resistencia muscular (Biering-Sørensen, 1984; Demoulin, 2016; McGill, 1999).

Teniendo en cuenta que tanto la plancha frontal como la extensión isométrica de tronco que se considerarían ejercicios simétricos (con una supuesta demanda equitativa en ambos hemicuerpos), y el comportamiento observado en este caso, podríamos pensar, pero no concluir, que estaríamos ante un caso que refleja una conducta adaptativa, una compensación funcional a algún factor extra que no ha sido tenido en cuenta en este análisis. Observamos similitud de resultados con estudios realizados con pacientes con dolor lumbar crónico, en donde se reportan aumentos en la actividad eléctrica, particularmente del oblicuo mayor, y un patrón de reclutamiento alterado, coincidentes, a priori, con nuestro caso (Calatayud, 2019; Kim, 2013; Shamsi, 2020; Silfies, 2005, van Dieën, 2003). Asimismo, existe la posibilidad de que la causa de estos valores observados en el análisis electromiográfico pueda darse debido a una estrategia de control postural como consecuencia de una escoliosis, ya que se encontró en la literatura evidencia que sujetos con esta patología presentaban patrones anormales de activación ante demandas simétricas, comparados con sujetos sanos (Avikainen, 1999; Chwała, 2014; Kuo, 2011).

Tanto la plancha lateral realizada con el apoyo del antebrazo derecho como la realizada del lado izquierdo presentan mayor activación de los músculos ipsilaterales (oblicuo mayor, oblicuo menor, glúteo mayor y multifidos) comparados con sus pares contralaterales, pero entre ellos se destacan el oblicuo menor y los multifidos sobre el resto como los más solicitados. En general los

resultados no concuerdan con la literatura, se puede decir que hay más similitudes en cuanto a la activación de los oblicuos mayores (Ekstrom, 2007; Kavcic, 2004). Un estudio realizado por Kavcic (2004) en donde evaluó la actividad muscular bilateralmente pero solamente realizando el ejercicio del lado derecho, evidenció mayor actividad del oblicuo mayor derecho y los niveles de activación son similares. En el resto de los estudios analizados los valores referenciados son mucho menores a los que hemos obtenido, sobre todo en el caso de los multifidos (Ekstrom, 2007; Martuscello, 2013). La morfología de la señal de ambos ejercicios es bastante irregular, sobre todo en la plancha lateral izquierda, en cuanto a esto podemos apreciar básicamente dos cosas. Por un lado, la relación entre los multifidos y oblicuo menor ipsilateral es cuanto menos interesante, al ser los músculos que muestran mayor activación podría pensarse como una estrategia para la valoración de la estabilidad unipodal; y por otro lado, si pudiera comprobarse que la coactivación de los músculos contralaterales, y en este caso antagonistas, es proporcional a la inestabilidad causante, podría entonces sumarse este evento a la valoración unipodal. Por último y no menor, la diferencia encontrada en la plancha lateral izquierda en la actividad EMG del glúteo mayor izquierdo comparada con la plancha lateral derecha y teniendo en cuenta su rol sinergista podría sugerir una compensación a la posible inestabilidad ya mencionada.

La relación entre el oblicuo menor derecho y el oblicuo mayor izquierdo es sin dudas el hallazgo más interesante. Ambos músculos presentan mucha más actividad que sus contralaterales sin importar el ejercicio o el rol que se les demandan, sin embargo, estos resultados no son concluyentes puesto que fueron obtenidos en un solo sujeto del cual se desconoce la existencia de alguna variable capaz de explicar el comportamiento observado, que probablemente podría estar relacionado a una respuesta adaptativa a algún factor no conocido. La evidencia nos sugiere que cambios en los patrones de reclutamiento son una adaptación a la inestabilidad espinal resultante de la laxitud o daño osteoligamentoso, disfunción muscular o control neuromuscular reducido (Silfies, 2005), como así también del dolor, la fatiga muscular (Enoka, 2008; Tsuboi, 1994), o una anomalía escoliótica. Sin embargo, no se puede atribuir a ninguno de estos factores los resultados obtenidos

debido a que no han sido tenidos en cuenta en este estudio. Sugerimos que lo observado podría ser una respuesta correspondiente a un patrón sincronizado de activación EMG cruzada involucrando dos músculos que anatómicamente y funcionalmente están relacionados, algo que ha sido observado de manera similar en otros estudios (Bergmark, 1989; Danneels, 2001; Santana, 2015). Es necesario más investigación al respecto para aclarar las asimetrías de activación observadas.

#### 4.1 Posibles nuevas líneas de investigación

¿La relación de activación entre los músculos abdominales pares, en la plancha frontal, representa una estrategia de compensación? Si fuera así, ¿sucede lo mismo en condiciones de fatiga? ¿Esta relación se observa en individuos con alguna patología en la columna vertebral?

¿Las diferencias de activación entre los músculos oblicuo mayor izquierdo y oblicuo menor derecho, con sus pares contralaterales, representan una respuesta estabilizadora-compensatoria?

#### 4.2 Limitaciones

En cuanto a la participante evaluada no se tuvo en cuenta la experiencia previa en ejercicios relacionados a la estabilidad central, probablemente existan diferencias entre sujetos entrenados y no entrenados, y por otro lado no haber indagado sobre su historial clínico ni de lesiones. La falta de recursos materiales restringió la posibilidad de evaluar mayor cantidad de músculos. Por último, no se evaluó la confiabilidad inter sujeto e inter evaluador de los ejercicios realizados.

## 5. CONCLUSIONES

El presente trabajo nos permite afirmar que es posible cuantificar la actividad eléctrica de los músculos relacionados a la estabilidad central y que efectivamente los ejercicios elegidos comprometen la musculatura central.

## 6. AGRADECIMIENTOS

El presente estudio fue realizado en el marco de la Beca Estudiantil CIUNT 2019, el autor agradece a la Secretaría de Ciencia, Arte e Innovación Tecnológica por su financiamiento;

como así también al Laboratorio de Investigación en Neurociencias y Tecnología Aplicada (LINTEC) del Departamento de Bioingeniería de la FACET-UNT por la colaboración con los instrumentos, medición y procesamiento de las señales.

## 7. REFERENCIAS

- Avikainen, V.J., Rezasoltani, A., Kauhanen, H.A., Asymmetry of Paraspinal EMG-Time Characteristics in Idiopathic Scoliosis, *Journal of spinal disorders*, 12, (1999).
- Behm, D.G., Drinkwater, E.J., Willardson, J.M., Cowley, P.M., Canadian Society for Exercise Physiology position stand: The use of instability to train the core in athletic and nonathletic conditioning, *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, 35, 109-112, (2010).
- Bergmark, A., Stability of the lumbar spine, *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 60, 1-54, (1989).
- Biering-Sørensen, F.I.N., Physical Measurements as Risk Indicators for Low-Back Trouble Over a One-Year Period, *Spine*, 9, 106-119, (1984).
- Calatayud, J., Escriche-Escuder, A., Cruz-Montecinos, C., Andersen, L., Pérez-Alenda, S., Aiguadé, R., Casaña, J., Tolerability and Muscle Activity of Core Muscle Exercises in Chronic Low-back Pain, *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 16, 3509, (2019).
- Chwała, W., Koziana, A., Kasperczyk, T., Walaszek, R., Płaszewski, M., Electromyographic Assessment of Functional Symmetry of Paraspinal Muscles during Static Exercises in Adolescents with Idiopathic Scoliosis, *BioMed Research International*, 2014, 1-7, (2014).
- Coorevits, P., Danneels, L., Cambier, D., Ramon, H., & Vanderstraeten, G., Assessment of the validity of the Biering-Sørensen test for measuring back muscle fatigue based on EMG median frequency characteristics of back and hip muscles, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18, 997-1005, (2008).
- Danneels, L., Vanderstraeten, G., Cambier, D., Witvrouw, E., Stevens, V., De Cuyper, H., A Functional Subdivision of Hip, Abdominal, and Back Muscles During Asymmetric Lifting, *Spine*, 26, E114-E121, (2001).
- De Luca, C., The Use of Surface Electromyography in Biomechanics, *Journal of Applied Biomechanics*, 13, 135-163, (1997).



- Demoulin, C., Vanderthommen, M., Duysens, C., Crielaard, J., Spinal muscle evaluation using the Sorensen test: a critical appraisal of the literature, *Joint Bone Spine*, 73, 43-50, (2016).
- Ekstrom, R., Donatelli, R., Carp, K., Electromyographic Analysis of Core Trunk, Hip, and Thigh Muscles During 9 Rehabilitation Exercises, *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 37, 754-762, (2007).
- Enoka, R., Duchateau, J., Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function, *The Journal of Physiology*, 586, 11-23, (2008).
- Hodges, P., Richardson, C., Contraction of the Abdominal Muscles Associated With Movement of the Lower Limb, *Physical Therapy*, 77, 132-142, (1997).
- Kankaanpää, M., Taimela, S., Laaksonen, D., Hänninen, O., Airaksinen, O., Back and hip extensor fatigability in chronic low back pain patients and controls, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 79, 412-417, (1998).
- Kavcic, N., Grenier, S., McGill, S., Quantifying Tissue Loads and Spine Stability While Performing Commonly Prescribed Low Back Stabilization Exercises, *Spine*, 29, 19-29, (2004).
- Kim, J., Kang, M., Oh, J., Patients With Low Back Pain Demonstrate Increased Activity of the Posterior Oblique Sling Muscle During Prone Hip Extension, *PM&R*, 6, 400-405, (2013).
- Kuo, F., Hong, C., Lai, C., Tan, S., Postural Control Strategies Related to Anticipatory Perturbation and Quick Perturbation in Adolescent Idiopathic Scoliosis, *Spine*, 36, 810-816, (2011).
- Logan, G., McKinney, W., The Serape Effect, *Journal of Health, Physical Education, Recreation*, 41, 79-80, (1970).
- Martuscello, J., Nuzzo, J., Ashley, C., Campbell, B., Orriola, J., Mayer, J., Systematic Review of Core Muscle Activity During Physical Fitness Exercises, *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27, 1684-1698, (2013).
- McGill, S., Juker, D., Kropf, P., Appropriately placed surface EMG electrodes reflect deep muscle activity (psoas, quadratus lumborum, abdominal wall) in the lumbar spine, *Journal of Biomechanics*, 29, 1503-1507, (1996).
- McGill, S., Childs, A., Liebenson, C., Endurance times for low back stabilization exercises: Clinical targets for testing and training from a normal database, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80, 941-944, (1999).
- Santana, J., McGill, S., Brown, L., Anterior and Posterior Serape, *Strength and Conditioning Journal*, 37, 8-13, (2015).
- Schoenfeld, B., Contreras, B., Tiryaki-Sonmez, G., Willardson, J., Fontana, F., An electromyographic comparison of a modified version of the plank with a long lever and posterior tilt versus the traditional plank exercise, *Sports Biomechanics*, 13, 296-306, (2014).
- Shamsi, M., Mirzaei, M., Hamedirad, M., Comparison of muscle activation imbalance following core stability or general exercises in nonspecific low back pain: a quasi-randomized controlled trial, *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 12, 1-9, (2020).
- Silfies, S., Squillante, D., Maurer, P., Westcott, S., Karduna, A., Trunk muscle recruitment patterns in specific chronic low back pain populations, *Clinical Biomechanics*, 20, 465-473, (2005).
- Steele, J., Bruce-Low, S., Smith, D., A review of the specificity of exercises designed for conditioning the lumbar extensors, *British Journal of Sports Medicine*, 49, 291-297, (2013).
- Tsuboi, T., Satou, T., Egawa, K., Izumi, Y., Miyazaki, M., Spectral analysis of electromyogram in lumbar muscles: fatigue induced endurance contraction *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 69, 361-366, (1994).
- van Dieën, J., Cholewicki, J., Radebold, A., Trunk Muscle Recruitment Patterns in Patients With Low Back Pain Enhance the Stability of the Lumbar Spine, *Spine*, 28, 834-841, (2003).
- Vera-García, F., Barbado, D., Moreno-Pérez, V., Hernández-Sánchez, S., Juan-Recio, C., Elvira, J., Core stability: evaluación y criterios para su entrenamiento, *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 8, 130-137, (2015).
- Vera-García, F., Moreside, J., McGill, S., MVC techniques to normalize trunk muscle EMG in healthy women, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20, 10-16, (2010).