

1. TÍTULO

COMPARACIÓN DEL COMPORTAMIENTO DE LA SEÑAL DE sEMG DURANTE MIVC EN DEPORTISTAS, SEDENTARIOS Y ACTIVOS FÍSICAMENTE.

2. RESUMEN:

Objetivo: El objetivo del presente trabajo consistió en comparar el comportamiento de la señal electromiográfica por medio de análisis temporal y espectral durante contracción isométrica máxima voluntaria del vasto lateral en sujetos deportistas con énfasis en potencia, resistencia, sujetos sedentarios y activos físicamente. Población y muestra: La población estuvo conformada por 29 participantes, distribuidos de la siguiente forma: 9 deportistas entrenados en potencia, 5 en resistencia, 7 sedentarios y 8 activos, todos con un rango de edad entre 18 a 25 años. Métodos: Se realizó una prueba de contracción isométrica máxima voluntaria (MIVC) a todos los participantes que consto de 3 intentos de contracción de 6, 15 y 45 segundos c/u, con un tiempo de descanso entre cada intento de 3 minutos para asegurar la recuperación del musculo. Se les realizo medición de la señal de electromiografía de superficie (sEMG) por medio del sistema DataLab 2000 y sus respectivos electrodos ubicados sobre el vasto lateral de la pierna dominante. Los parámetros escogidos para el procesamiento de la señal fueron: raíz media cuadrática (RMS) y Dimensión Fractal (DF) para el análisis temporal y potencia media de las frecuencias (MPF) con transformada de Fourier previa para el análisis espectral. Resultados: diferencias significativas de $p < 0.05$ a nivel intrasujetos e intersujetos fueron encontradas en RMS y Dimensión Fractal entre las poblaciones, en cuanto a la MPF solo se hallaron diferencias intersujetos. Las diferencias en las series temporales de los grupos poblacionales varían dependiendo del parámetro de la señal sEMG a observar. Conclusiones: Las diferencias en los parámetros de DF y RMS entre las poblaciones podrían reflejar las diferencias en las adaptaciones inducidas por el entrenamiento en el sistema nervioso, así mismo, se sugiere el uso de Dimensión Fractal como medio sensible para identificar estas diferencias.

3. PALABRAS CLAVE:

Electromiografía de superficie, Unidades Motoras, Fibras musculares, Fuerza muscular, Dimensión Fractal.

ABSTRACT. Objective: The aim of this study was to compare the behavior of the electromyographic sign by means of temporal and spectral analysis during maximum isometric voluntary contraction (MIVC) of the lateral vastus in sports subjects with emphasis on potency, resistance, sedentary subjects and physically active subjects. Population and sample: The population consisted of 29 participants, distributed in the following form: 9 athletes trained in power, 5 in resistance, 7 sedentary and 8 active, all with a range of age between 18 and 25 years. Methods: A maximal isometric voluntary contraction test (MIVC) was performed on all participants, consisting of 3 contraction attempts of 6, 15 and 45 seconds c / u, with a rest period of 3-minute between each attempt to assure the Muscle Recovery. Surface electromyography (sEMG) signal sensing realization test by means of the DataLab 2000 system and its electrodes placed on the lateral vastus of the dominant leg. The parameters chosen for signal processing were root mean square (RMS) and Fractal Dimension (DF) for the temporal analysis and the mean power of the frequencies (MPF) with the previous Fourier transform for the spectral analysis. Results: significant differences of $p < 0.05$ a level in the intra and inter-subjects were found in RMS and Fractal Dimension among populations, as for MPF only inter-subjects differences were found. The differences in the time series of the population groups vary depending on the signal parameter. CONCLUSIONS: Differences in DF and RMS parameters among populations reflect the differences in adaptations induced by training in the nervous system, also, the use of Fractal Dimension as a sensitive means to identify these differences is suggested.

KEYWORDS: Surface Electromyography, Motor Units, Muscular Fibers, Muscular Strength, Fractal Dimension.

4. INTRODUCCIÓN:

El presente documento es una investigación que tiene por objetivo presentar los resultados de la comparación del comportamiento de la señal electromiográfica durante contracción isométrica máxima voluntaria (MIVC) en 3 muestras de poblaciones con características diferentes. Vale la pena decir, que el trabajo es producto de un macroproyecto liderado por la Facultad de Cultura física, deporte y recreación en asocio con la Facultad de Ingeniería Electrónica y apoyo del Departamento de Ciencias Básicas. Para la facultad de cultura física es un tema nuevo que apenas ha empezado a recibir un poco de atención de parte de investigadores, por ello dentro de este contexto a sabiendas de los limitantes académicos que supone lo novedosos del tema, la realización de esta investigación se ha convertido en todo un reto profesional en el cual hemos partido de lo más sencillo a ámbitos complejos tanto fisiológicos como ingenieriles para ir avanzando en este proceso que cumple ya un año y medio de desarrollo.

La investigación se llevó a cabo por medio de la clasificación del registro de señales electromiográficas (EMG) las cuales podrían llegar a estar relacionadas con los tipos de fibras musculares encontradas en el cuerpo humana. Partiendo de que sEMG no se observa la fibra muscular de manera tangible sino su comportamiento en la actividad eléctrica como respuesta una exigencia externa.

Basándonos en investigaciones como la Trevino MA & Herda TJ. (2016) evaluaron a sujetos entrenados en fuerza y sedentarios diferencias entre los valores encontrados sEMG en análisis temporo-espectral para Herda et al. (2010) no reportaron diferencias significativas en las relaciones de amplitud-fuerza de sEMG entre individuos con diferentes antecedentes de entrenamiento de ejercicio por lo tanto la evidencia demuestra que los hallazgos y posturas están divididas, por ende los resultados aún nos son concluyentes y el tema está todavía abierto a estudio.

Brinda la posibilidad de seguir incursionado en la clasificación de fibras musculares mediante la sEMG por diferentes procesamientos señal como Dimensión Fractal, para observar las manifestaciones del comportamiento eléctrico del músculo.

La investigación es de carácter interdisciplinar ya que se realiza en conjunto entre la Facultad de Cultura Física, Deporte y Recreación y la Facultad de Ingeniería Electrónica. La facultad de Ingeniería Electrónica brinda sus conocimientos en el procesamiento de la señal electromiográfica en sus dos dominios con sus respectivos parámetros y por parte de la facultad de Cultura Física, deporte y recreación: el diseño y estructura de la investigación, el registro de la señal y la interpretación de la información para posibles aproximaciones en la mejora de procesos de entrenamiento para salud a partir de la posible clasificación de fibras musculares con base en señales eléctricas.

Cabe resaltar que la Investigación se ve condicionada o restringida en el sentido de no poder contrastar resultados con biopsia muscular y análisis histoquímico para identificar cadenas pesadas de miosina y obtener el Gold estándar de la clasificación de fibras musculares. Así mismo, por falta de equipos de medición de la fuerza realizada en contracción isométrica en términos de Nm (Newton metro).

5. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA:

La electromiografía de superficie (sEMG) es el registro de los potenciales de acción de las unidades motoras (UM) que activan las fibras del músculo esquelético detectados a través de electrodos ubicados en la piel y superpuestos sobre el músculo (Farina et al. 2004). Dichos potenciales de acción se traducen en señales eléctricas que son generadas por el sistema nervioso y propagadas por las fibras musculares a través de una difusión iónica para dar como resultado una contracción muscular, estas señales varían según el potencial eléctrico de cada persona y pueden brindar información valiosa acerca de activación muscular y grados de la misma, fatiga central y periférica, reclutamiento de fibras musculares y unidades motoras, entre otras (Massó N. 2010).

Ahora bien, la señal electromiográfica en acción (i.e durante un movimiento corporal) es una señal muy compleja, no estacionaria y no lineal (Gupta et al. 1997; Lei et al. 2001) compuesta por un eje Y en el cual se evidencia la amplitud de la señal (Voltaje

expresado en milivoltios) y un eje X para el tiempo. La manifestación de esta señal, puede observarse en dos dominios: el dominio temporal y el dominio espectral o de frecuencias. Parámetros tales como la raíz media cuadrática (RMS) para determinar la amplitud y la dimensión fractal han sido usados para el análisis del dominio de tiempo con el objetivo de hallar valores para la activación muscular (Beretta P. M. et al. 2015. Arjunan S. P. et al. 2013), por otro lado, la frecuencia media (MPF) para hallar la frecuencia de la señal en un tiempo determinado y la transformada de Fourier han sido utilizados para el análisis del dominio espectral (De Luca. 1984., Romo et al. 2007) el cual, a su vez, calcula la amplitud de cada componente de frecuencia de la señal electromiográfica, convirtiendo datos desde el dominio del tiempo al dominio de las frecuencias (Montes R. M & Gonzales M. L. 1998), así pues, el análisis espectral se puede considerar como un complemento al análisis temporal (Romo et al. 2007). La conjugación de estos parámetros recibe la denominación de procesamiento de la señal y de su elección entre los diferentes parámetros que existen dependen los resultados finales y su interpretación. De este modo, por ejemplo, el análisis temporal de sEMG por medio de procesamientos con Dimensión Fractal ha permitido caracterizar y diferenciar patrones de la señal de sEMG (Arjunan, 2007, Gitter 1995), detectar el número de fibras musculares activas, los niveles de activación muscular (Anmuth et al. 1994, Gupta et al. 1997, Xiao Hu et al., 2005, Arjunan et al. 2013) y niveles de complejidad de la señal (Arjunan et al. 2013). Así mismo, se reporta abundante literatura que evidencia el empleo de procesamientos como la transformada de Fourier, para determinar las frecuencias (Hz) obtenidas del análisis espectral con el objetivo de identificar patrones de fatiga central y periférica y reclutamiento de Unidades Motoras (Kranz H., et al. 1983., Ryan E.D., et al., 2008., Bartusi P & Roman L. D., 2014., Chowdhury SK., 2015., Karthick PA 2016).

En definitiva el análisis de la señal electromiográfica puede brindar información importante acerca del comportamiento neuromuscular, y más en sí, de las unidades motoras teniendo en cuenta que la función básica de la Unidad Motora es transformar la entrada sináptica del potencial de acción recibido por la motoneurona en una salida mecánica producida por el músculo (Heckman & Enoka, 2004) y que la sEMG es capaz de detectar estos potenciales de acción. En términos prácticos, el principio de Henneman, postula un orden del reclutamiento de unidades motoras,

siendo las de menor tamaño las primeras en reclutarse y las de mayor tamaño las que se reclutan en última instancia al ser las que pueden generar impulsos más rápidos y por ende responder a esfuerzos más exigentes (Henneman 1981 y Astrand et al. 2010). Nuevos principios complementarios como los de Ryall et al. (1972), De Luca et al (1982), Hultborn et al. (1988) y Arendth & Mills K. R. (1985) han sido desarrollados con el paso del tiempo, sin embargo, al final pese a las diferencias, todos concuerdan en que la fuerza que un músculo puede ejercer depende en una gran medida de la actividad de las Unidades Motoras, así como lo afirmó Adrian E. & Bronk (2000) y Duchateau et al. (2006). En este mismo sentido ha sido reportado que efectos agudos y crónicos como respuesta al entrenamiento de fuerza altera el comportamiento de unidades motoras. (De Luca, et al. 1982. Macaluso, et al. 2000. Vila Cha, et al. 2010) y, por lo tanto, este tipo de entrenamiento puede influenciar en los patrones de la señal de sEMG (Trevino, M. A., & Herda, T. J. 2015). Existen tres tipos de unidades motoras que a su vez se asocian a los tipos de fibras musculares de la siguiente forma: fibras musculares tipo I reciben el nombre de unidades motoras tipo S (lentas), tipo IIA se asocian a UM tipo FR (rápidas no tan fatigables) y tipo IIX son UM tipo FF (muy rápidas pero fatigables) (Heckman & Enoka. 2004). Así pues, podría inferirse que cambios en las unidades motoras producidas por el entrenamiento pueden dar como resultado también cambios en las fibras musculares. Varios estudios han tratado de dilucidar este tema a través de realizar comparaciones de la señal electromiográfica, entre deportistas entrenados en fuerza, en resistencia y sujetos sedentarios con diferentes procesamiento de la señal. Fonseca ST, Vaz DV, de Aquino CF & Brício RS (2006) realizaron una comparación de la co-contracción del vasto lateral y el recto femoral entre mujeres sedentarias y mujeres deportistas y encontraron que la co-contracción evaluada por medio de EMG y con el parámetro de RMS fue mayor en mujeres sedentarias que en mujeres deportistas, sugiriendo que las estrategias de activación de unidades motoras (UM) son influenciadas en función del nivel de entrenamiento y de la función muscular. Trevino MA & Herda TJ. (2016) evaluaron a sujetos entrenados en fuerza y sedentarios y encontraron que los mayores valores de EMG procesados a través de análisis temporo-espectral fueron los de sujetos entrenados en fuerza seguidos de los sedentarios y finalizando los entrenados en resistencia, lo cual apunta a que estos patrones electromiográficos de amplitud durante la contracción muscular puede dar una idea de las diferencias de comportamiento de la

unidad motora como resultado tanto de la condición del entrenamiento, como de la función muscular. Contrario a lo anterior Beck et al. (2007, 2009) evaluaron la amplitud a través de la raíz media cuadrática (RMS) y la frecuencia de los impulsos eléctricos con la potencia media de las frecuencias (MPF) durante una acción muscular isométrica submáxima fatigante y descubrieron que los resultados fueron similares para los sujetos entrenados en fuerza y aeróbicamente entrenados, de igual manera Herda et al. (2010) no reportaron diferencias significativas en las relaciones de amplitud-fuerza de sEMG entre individuos con diferentes antecedentes de entrenamiento de ejercicio y diferencias de tipo de fibra conocidas. La evidencia demuestra que los hallazgos y posturas están divididas, por ende los resultados aún nos son concluyentes y el tema está todavía abierto a estudio.

Otra manera de aportar a este tema acerca de la relación entre tipos de fibra musculares y parámetros de la señal de sEMG, es a través de correlaciones entre tipos de fibras musculares evaluados por biopsia muscular y análisis histoquímico y parámetros de la señal sEMG en un mismo músculo o en comparación con otros. En estos términos, Gerdle, B., et al (1991) no encontraron correlación entre las frecuencias promedio del vasto lateral y su tipo de fibra muscular, evidencia contraria a lo hallado por este mismo autor Gerdle B. et al (1988) cuando afirmó que la frecuencia media del vasto lateral correlaciona significativamente con las fibras tipo I del mismo músculo a una velocidad angular de 1.57 rad s^{-1} ; sumado a esta postura el mismo autor Gerdle B. et al (2000) encontró que la media de la frecuencias de la sEMG correlaciona positivamente con fibras musculares tipo 2b (en la actualidad 2x) y negativamente con fibras tipo I en contracciones hasta fatiga. Algunos otros trabajos como el de Kupa et al. (1995) obtuvieron evidencia que los músculos compuestos primordialmente por fibras rápidas tienen una mayor velocidad de conducción (CV) que los músculos compuestos de fibras en su mayoría lentas, en este mismo sentido, Farina et al. (2007) hallaron una correlación positiva entre la disminución de la velocidad de conducción y fibras musculares tipo I en prueba de VO₂max. Así mismo, se ha encontrado que la composición de la fibra muscular y su tamaño tienen injerencia directa sobre la señal de EMG durante contracción en fatiga, por ejemplo, una disminución más pronunciada en varios parámetros del análisis espectral como la MPF, la RMS y la velocidad de conducción ha sido

observada en músculos con un porcentaje más alto de fibras musculares tipo II (Kupa E., et al. 1995; Gerdle B. et al., 2000; Gerdle B., et al. 1997).

En conclusión, si bien existe evidencia de comparación de los parámetros de la señal electromiográfica entre deportistas con predominancia de entrenamiento de fuerza (potencia) y deportistas de resistencia (Beck et al. 2007; Trevino MA & Herda TJ., 2016; Herda et al. 2010), no es concluyente en cuanto a si hay o no diferencias, lo cual es explicable tal vez por los diferentes métodos de procesamiento de la señal usados en los diferentes estudios. En este mismo ámbito, Fonseca ST, et al. (2006) adiciono una población de sujetos sedentarios para su comparación, encontrando diferencias importantes con sujetos deportistas, por este motivo más estudios que incluyan a este tipo de población son necesarios. Así, es de esperar que por efectos del entrenamiento se hayan desarrollado adaptaciones neuromusculares diferentes entre potentes, resistentes y sedentarios y que la sEMG por la capacidad de registrar los potenciales de acción sea una herramienta capaz de detectarlas. Por otro lado, la mayoría de las comparaciones entre fibras musculares apuntan a que diferencias entre fibras rápidas y lentas se correlacionan con parámetros de la señal sEMG, en especial con la RMS y la MPF.

En el ámbito del análisis temporal, estudios realizados con dimensión fractal sugieren que a mayor complejidad mayor porcentaje de fibras musculares tipo II pueden presentarse en el músculo evaluado (Arjunan et al. 2013, Beretta et al., 2015, Boccia et al. 2015), sin embargo, esta evidencia se ha encontrado comparando poblaciones de jóvenes adultos con adultos mayores, por lo tanto tal aseveración debe ser contrastada entre deportistas de diferentes especialidades, si se tiene en cuenta que las adaptaciones neuromusculares por las exigencias deportivas son diferentes.

Finalmente, el procesamiento de la señal usado tanto en el dominio temporal por medio de Dimensión Fractal como en el espectral haciendo uso de la Transformada de Fourier y de la MPF no se encuentran conjugados en un solo estudio a la vez. De este modo, en la búsqueda de hallar diferencias o similitudes entre poblaciones con características diferentes surge la siguiente pregunta de investigación:

6. PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN:

¿Existen diferencias del comportamiento de la señal electromiográfica por medio de análisis temporal y espectral durante contracción isométrica máxima voluntaria (MIVC) del Vastus Lateralis entre sujetos deportista de resistencia, potencia, sujetos sedentarios y activos físicamente?

7. JUSTIFICACIÓN:

Dependiendo del interés, la electromiografía sirve de gran utilidad en el área de la rehabilitación, del diagnóstico médico, de la actividad física y del entrenamiento deportivo.

Recientemente se han hecho nuevos avances importantes al hacer uso de EMG para determinar mejoras de la actividad muscular por medio del incremento de la tasa de disparo y mayor reclutamiento de unidades motoras tras una intervención con entrenamiento de la fuerza (Souza., 2009; Mayer 2011; Jenkins N. et al., 2016; Balshaw et al., 2016), evidenciando así entonces como la sEMG es capaz de detectar cambios neuromusculares a raíz del entrenamiento físico.

En consecuencia se espera que los efectos del entrenamiento o la ausencia del mismo generen adaptaciones neuromusculares diferentes entre potentes, resistentes, sedentarios y que estas diferencias puedan ser detectadas a partir de electromiografía de superficie. ya que los efectos agudos y crónicos como respuesta al entrenamiento de fuerza altera el comportamiento de unidades motoras. (De Luca, et al. 1982. Macaluso, et al. 2000). Por consiguiente el comportamiento de las unidades motoras varía en función del tipo de fibras musculares que inervan estarían relacionadas con las adaptaciones al ejercicio generando respuestas neurales de las fibras musculares a una serie de impulsos nerviosos en respuesta de estímulos aferentes, generando que un cierto tipo de fibras (tipo I,II,IIX) sean estimadas en función del estímulo externo para la realización de dicha exigencia. Por esta razón hay diferentes umbrales estimulación que se traducen en niveles diferentes de complejidad en la señal sEMG. Por lo tanto a mayor complejidad mayor porcentaje de fibras musculares tipo II y a menor complejidad mayor

proporción de fibras tipo I (Arjunan et al. 2013, Beretta et al., 2015, Boccia et al. 2015).

Las exposiciones prolongadas a exigencias físicas como correr, trotar, cargas progresivas, mayores volúmenes de trabajo, intensidad de trabajo, entre otras, generan adaptación fisiológica para la realización de esfuerzos repetitivos que favorecen que el tipo fibra desarrollado este dado por las exigencias metabólicas frente a la actividad a realizar, posibilitando la clasificación de un tipo de población por sus niveles de actividad física. A causa de esto la importancia de comparar una población de sedentarios, atletas de potencia y resistencia que podrían mostrar los diferentes comportamientos neuromusculares.

Todo lo anterior será de gran utilidad esencialmente para dos ámbitos, El primero para el entrenamiento deportivo ya que podría brindar información de características físicas para una inclinación más precisa de la especialización de disciplinas deportivas y segundo la actividad física para la salud, de cómo el entrenamiento de fuerza podría mejorar este tipo de respuesta en la población de sedentarios por medio de la comparación del registro sEMG. Con base en las diferencias entre activos, deportistas de resistencias y potencias que posteriormente permitan determinar diferencias significativas en los resultados de las pruebas aplicadas.

Dependiendo de la modalidad que realice el deportista tendrá una dominancia en determinado tipo de fibras musculares, donde los deportistas potentes tienen una dominancia de fibras tipo II y los deportistas resistentes de fibras tipo I (Bompa., 2006), Pero no es fácil respaldar esta información ya que evaluaciones objetivas, individualizadas que permitirían confirmar la información planteada son de un alto costo monetario y debido a cuestiones económicas y de acceso no es posible, asumiendo que el único método confiable que se conoce para clasificar tipos de fibras musculares es la biopsia muscular con análisis histoquímico el cual es muy costoso, de difícil acceso e invasivo.

Además se espera que con el análisis de la señal de EMG se pueda llegar a una aproximación de la clasificación de tipos de fibras musculares, siendo de bajo costo,

de más fácil acceso y no invasivo, permitiendo que la caracterización neuromuscular de las poblaciones establecidas de acuerdo a los resultados de complejidad de la señal y clasificación de fibras musculares. Gracias a esto podría ser un aporte que podrá brindar una fuente de información para establecer comparaciones entre poblaciones con diferentes niveles de actividad física, especialidad deportiva en distintas localizaciones geográficas (referentes internacionales). Por consiguiente permitiendo distinguir esas fibras musculares podría hacerse una aproximación a ese tipo de fibras generando mejores abordajes sobre los efectos que tiene la fuerza en la mejora de la salud. Frente a procesos de activación muscular entre las diferentes poblaciones generando cambios en las unidades motoras que su vez potencian los procesos de entrenamiento.

Suponiendo que Comprendiendo los cambios neuromusculares de cada individuo se posibilitaría el abordaje y la mejor dosificación de cargas de entrenamiento, dependiendo del grado de respuestas podría llegar a hablar de talentos deportivos basándose en los datos arrojados de jóvenes con potencial, mejorando así la especialización deportiva es decir saber para qué es bueno, brindando información de los sujetos que no están completamente desarrollados inclinarse hacia donde sus condiciones especiales se desarrollen con mayor éxito, considerando probabilidad de consolidación de este en una disciplina deportiva según sus características físicas frente a las exigencias establecidas.

Por último el estudio será pionero en la aplicación de protocolos para análisis de señales electromiográficas a nivel nacional (Colombia) y deja la puerta abierta para futuros estudios a nivel nacional e internacional que desemboquen en aporte a los avances en investigación con énfasis en el deporte y el ejercicio físico para la salud.

8. OBJETIVO GENERAL:

Comparar el comportamiento de la señal electromiográfica por medio de análisis temporal y espectral durante contracción isométrica máxima voluntaria (MIVC) del Vastus Lateralis de sujetos deportistas de resistencia, potencia y sedentarios.

9. OBJETIVOS ESPECÍFICOS:

- Describir el comportamiento de la amplitud en términos de voltaje de la señal con relación al tiempo en cada población.
- Describir el comportamiento de señal con relación a la frecuencia en cada población.
- Determinar la complejidad de la señal electromiográfica para cada tipo de población.

10. MARCO CONCEPTUAL:

Electromiografía:

"La electromiografía es el estudio de la función neuromuscular a través de la investigación de la señal eléctrica que se propaga en el músculo. " (Basmajian, J. & DeLuca, C. 1985). Es un método cuantitativo que evalúa la actividad eléctrica del músculo, este registra los potenciales eléctricos del músculo. Su objetivo es brindar una idea de la actividad neuromuscular que está relacionada con la contracción muscular a partir de una activación del sistema nervioso, se puede clasificar en EMG voluntaria y EMG con potenciales evocados también conocido como electro estimulación (Caballero, K., Duque, L., Ceballos, S., Ramírez, J. & Peláez, A. 2002).

Es necesario de un electromiógrafo (amplificador de la señal) para registrar las diferentes señales enviadas por los músculos, sin embargo al ser señales pequeñas se observa una de las desventajas de la EMG, que solo puede observar el comportamiento de algunos músculos ya que no es posible reunir los canales suficientes para abarcar todas las fibras. (Cram J. 2002). Sus ventajas se han evidenciado en procesos terapéuticos, diagnósticos clínicos y últimamente su contribución en el deporte, específicamente en la observación de la fatiga muscular. La electromiografía de superficie (sEMG) ha sido ampliamente utilizada para analizar el comportamiento muscular y el efecto del entrenamiento de fuerza (Souza et al 2009); y como elemento para medir niveles de actividad física (Tikkanen 2013).

Es importante resaltar que la señal de sEMG no es una medida de fuerza, ni una medida del esfuerzo realizado. Es una medida de la actividad eléctrica del músculo. (Cram, J. 2002).

EMG y Fibras Musculares:

Los primeros en investigar concienzudamente esta relación fueron Kupa et al. (1995) quienes asociaron la señal electromiográfica del sóleo de ratas con el tipo de fibra muscular y su tamaño a través de un experimento in vitro tomando de base los parámetros de frecuencia mediana (MF) y velocidad de conducción (CV) para el análisis de sEMG en contracción máxima isométrica voluntaria y análisis histoquímico para la determinación de linajes musculares. Los resultados de este estudio encuentran una fuerte asociación entre fibras musculares y parámetros de la señal sEMG. En este sentido afirman que los efectos de diferentes proporciones de tipo de fibras musculares pueden ser explicados si se considera que fibras rápidas y lentas tienen diferentes formas de potenciales de acción. Las fibras rápidas tienen un mayor rango de despolarización y repolarización que las fibras lentas y por ende producen potenciales de acción de más corta duración. Potenciales de acción de duración más corta dan como resultado componentes del espectro de sEMG de una mayor frecuencia y por ende desembocan en una mayor frecuencia mediana.

Farina D. et al. (2007) realizaron un estudio correlacional entre el promedio de la velocidad de conducción evaluada durante ejercicio en cicloergómetro con composición de cadenas pesadas de miosina, niveles de lactato y VO₂ max. Biopsia muscular en el vasto lateral, evaluación de consumo de VO₂ máx por medio de sistema de análisis de gases en línea, extracción sanguínea de lactato vía punción capilar y análisis de la frecuencia media y velocidad de conducción de la sEMG en el trabajo en cicloergómetro (contracción dinámica) en el vasto lateral fueron realizados. De los resultados más destacados de este estudio se concluye que la disminución de la velocidad de conducción está relacionada con fibras musculares tipo I y VO₂ max. cuando el ejercicio se realiza a intensidades de umbral de lactato pero los valores de frecuencia media no hayan correlación alguna con ningún otro parámetro, lo anterior sirve como antecedente para demostrar que la relación entre las propiedades musculares (tipos de fibra) y parámetros de la señal de sEMG

pueden establecerse también en condiciones dinámicas (cicloergómetro) teniendo también en consideración valores de pruebas consideradas “gold estándar” por la exactitud y validez de sus resultados. La elección de los parámetros a tener en cuenta para el análisis de la señal sEMG también deben ser elegidos con bastante cuidado.

Por último Beck et al. (2009) analizan la relación entre el espectro cruzado de EMG y mecanomiografía con el tipo de fibra muscular en sujetos deportistas de dos modalidades: fuerza y resistencia. Vale la pena resaltar que los valores de EMG y MMG fueron obtenidos por medio de contracción isométrica máxima voluntaria y el tipo de fibra musculares por medio de biopsia muscular ambos realizados en el vasto lateral. Los hallazgos de este estudio no reflejan diferencias estadísticas significativas entre EMG y fibras musculares. La comparación de estos resultados con pruebas físicas que respalden dichos hallazgos hace falta, al igual que un mejor procesamiento de la señal eléctrica.

Contracción Muscular y Activación Muscular:

La contracción muscular es el proceso fisiológico por el cual los potenciales eléctricos son transmitidos a las fibras musculares para que los filamentos gruesos y delgados se acorten. Los filamentos de miosina están alineados con los filamentos de actina, las cabezas de miosina están uniformemente alineadas entre los filamentos; cuando la concentración de calcio intracelular aumenta debido a estímulos eléctricos, químicos y mecánicos se forman puentes cruzados compuestos por la miosina y actina lo que conlleva a la contracción muscular. (De Vita & Tan. 2015).

Al hablar de activación muscular, se refiere a la correcta entrada neurológica que es la comunicación entre el sistema nervioso central y el músculo para poder contraerse de forma completa o parcial.

Fractal y Teoría fractal:

Un fractal es un objeto que tiene una estructura básica que se repite infinitas veces según sea la escala, en donde la dimensión fractal busca o pretende definir la complejidad del objeto o señal y saber qué tipo de fractal es ya sea de:

- Autosimilitud exacta, es igual en todas las escalas,
- Autosimilitud estadística: mantiene en esencia la forma básica pero con las escalas va variando.
- Cuasiautosimilitud: es igual pero posee copias distorsionadas de sí mismo lo cual permite una caracterización más precisa del fractal estimado.

Existen diversas medidas fractales, pero todas ellas explican de una u otra forma algún tipo de irregularidad o grado de complejidad del fenómeno u objeto observado. Tales medidas siempre hacen relación al área, espacio, lugar o tiempo que ocupan, o en el que se desarrollan (Domínguez, 2000).

El creador de la teoría fractal, Mandelbrot B. (1983) señala que los fractales son dimensiones que se encuentran en toda la naturaleza. Algunos ejemplos abarcan desde las hojas de las plantas hasta las bifurcaciones de los bronquios pulmonares, pasando por parámetros fisiológicos como la frecuencia cardíaca hasta la electroencefalografía.

La sEMG es capaz de detectar la complejidad de la señal a través de un procesamiento de la señal con Dimensión Fractal.

Dimensión fractal:

La dimensión fractal (FD por sus siglas en inglés) es un indicador basado en la suposición que la la señal de sEMG posee propiedades fractales (Gitter J. & Czerniecki M. 1995). Fue inicialmente utilizada para caracterizar los niveles de activación muscular (Anmuth, C. Goldberg G. & Mayer N. 1994) (Gupta, V., Suryanarayanan, S., & Reddy, N. 1997) y patrones de reclutamiento de unidades motoras (Xu, L., Zhang, D. & Xian, X. 1997), pero Mesin y colegas (2009) sugirieron que la dimensión fractal está relacionada también con la sincronización de unidades motoras durante fatiga muscular. Disminución en la DF puede ser considerada como indicador de una progresiva sincronización de unidades motoras. En términos de complejidad de la señal, cuando la señal tiene demasiadas frecuencias, es decir que

la fibra muscular está recibiendo muchos potenciales de acción por unidad de tiempo, se espera que la complejidad se eleve, cuando sucede lo contrario la complejidad debería tender a disminuir. De este modo, puede esperarse que fibras musculares que precisan de umbrales de activación más altos (frecuencias más elevadas) presentan una mayor complejidad. Lo anterior dado los promedios de RMS y MPF no son lo suficientemente sensibles para captar la fisiología de la activación muscular, lo que sí puede detectar DF. Por eso se sugiere como análisis complementario.

Fractal de Higuchi

Higuchi es un algoritmo eficiente que sirve para medir la dimensión fractal de secuencias de tiempo (Higuchi T. 1988) El algoritmo de Higuchi calcula la dimensión fractal de series de tiempo para, de este modo, poder determinar el comportamiento del músculo a través de la señal de EMG en una secuencia de tiempo (Truong Quang Dang. et al. 2012).

$$FD = \frac{n \sum (x_k y_k) - \sum x_k \sum y_k}{n \sum x_k^2 - (\sum x_k)^2}$$

Estudios recientes han encontrado que la activación muscular puede estar relacionada con la complejidad de la señal EMG (Arjunan et al., 2013; Feder 2016). Específicamente el fractal de Higuchi ya ha sido usado para analizar la complejidad de la señal de sEMG en el bíceps. (Gupta V. et al. 1997).

11. METODOLOGÍA:

Tipo de estudio

Enfoque cuantitativo de carácter Transversal, descriptivo con alcance comparativo.

Población

El muestreo fue realizado por conveniencia. Se evaluaron 29 participantes compuestos de la siguiente forma: 6 deportistas de resistencia, 8 deportistas de

potencia, 8 sujetos físicamente activos y 7 sedentarios. Todos aceptaron participar voluntariamente y firmaron respectivamente el consentimiento informado.

Nivel de Actividad Física.	Sedentario	Población con bajos niveles de actividad física.	Menos de 600 mets-min/semana.	MET.	IPAQ
	Activo Físicamente	Población con niveles de actividad por encima de las recomendaciones de la OMS	Más de 3 días de realizar actividad física moderada.	MET	IPAQ
Especialidad deportiva	Potencia	Deportistas especializados en modalidades en donde predominan las capacidades físicas de fuerza y/o potencia, normalmente aquellos cuyas pruebas en competencias son de corta duración. Ej: Atletismo de velocidad, patinaje de velocidad, salto largo, etc.		Más de dos años entrenando en la especialidad deportiva mencionada y entrenarla actualmente	Cuestionario de creación propia.
	Resistencia	Deportistas especializados en modalidades en donde predomina la capacidad física de resistencia aeróbica,		Más de dos años entrenando en la especialidad deportiva mencionada	Cuestionario de creación propia.

		normalmente aquellos cuyas pruebas en competencias son de larga duración. Ej: Atletismo de fondo y semifondo, patinaje de fondo, triatlón, etc.		y entrenarla actualmente .	
--	--	---	--	----------------------------	--

Criterios de inclusión y exclusión

Criterios de Inclusión	Criterios de Exclusión
Participación Voluntaria de cada persona	Incapacidad por inconvenientes de salud
Diligenciar los cuestionarios previamente aplicados que preguntan sobre el nivel de actividad física de cada persona.	Lesión osteomioarticular que impida la realización de ejercicio
Sujetos deportistas de modalidades de potencia, resistencia.	Factor de riesgo cardiovascular elevado
Mayores de edad (desde 18 hasta 25 años)	Menores de edad
Llevar un tiempo de entrenamiento en el deporte igual o mayor a dos años para asegurar las adaptaciones neuromusculares.	No estar entrenando en la actualidad, para el caso de los deportistas.

Operacionalización de las variables

VARIABLES	DIMENSIONES	DEFINICIÓN DIMENSIONES	INDICADOR	UNIDAD	PRUEBA CONFIABILIDA D

Señal electromiográfica	Frecuencia	Cantidad de impulso eléctricos por unidad de tiempo	Impulsos eléctricos por segundo	Hertz (Mean Power Frequency)	Electromiografía de superficie
	Potencia	Intensidad de la señal	Amplitud del Voltaje alcanzado	Raiz Media cuadrática (Root Mean Square)	Electromiografía de superficie
	Fractal	Dimensión ordinaria para objetos geométricos que no admiten espacio tangente	Complejidad de la señal	Porcentaje o índice de complejidad (Higuchi)	Electromiografía de superficie

Materiales y métodos

UBICACIÓN DE LOS ELECTRODOS Y CARACTERÍSTICAS DE LOS EQUIPOS:

Se utilizaron electrodos de superficie AG/AGCL modelo 76642D, de 20mm, Lafayette Instruments. Se ubicaron longitudinalmente sobre el vastus lateralis de la pierna dominante, el electrodo neutro fue ubicado en C7 según recomendaciones del Consenso Europeo para EMG de superficie (SENIAM, 2010). La señal se obtuvo mediante el sistema Data Lab 2000, Lafayette Instruments, que consta de un amplificador con ganancia ajustada de 2400 y calibración entre ± 4 mV, con una frecuencia de muestreo de 1000 muestras por segundo. El software de adquisición de datos y presentación en pantalla fue desarrollado mediante el software Data Lab 2000, Lafayette Instruments Data Acquisition (NI-DAQ). Se usó un filtro notch de 50-60 Hz y un filtro bandpass de 10-500 Hz.

PROTOCOLO FÍSICO – CONTRACCIÓN ISOMÉTRICA MÁXIMA VOLUNTARIA (MIVC):

El participante debía ubicarse de manera sedente en un banco poli funcional ubicándose a un ángulo de 90 entre el fémur y la espalda erguida reposada sobre el

espaldar para no generar compensaciones con el tronco. Los pies debían ser posicionados detrás de la resistencia estática garantizando un ángulo de 90 grados de flexión de rodilla. Las manos debían estar sujetas al asiento del banco a la hora de la repetición con el objetivo de no elevar, ni desplazar lateralmente la cadera. Si bien la resistencia era ejercida sobre ambas piernas, al sujeto se le pedía que la mayor fuerza la ejecutara con la pierna dominante en la cual se localizaban los electrodos.

Previo al inicio del protocolo todos los participantes realizaron un calentamiento que constaba de 3 repeticiones de 6 segundos de contracción isométrica al 50% de su máximo percibido.

El protocolo estaba conformado por 9 repeticiones de Contracción Isométrica Máxima Voluntaria en las cuales el participante debía ejecutar la mayor fuerza posible sobre la resistencia ubicada en el tercio final de la tibia. Cada participante ejecutó 3 repeticiones por cada tiempo, de la siguiente manera: 3 repeticiones de 6 segundos, 3 repeticiones de 15 segundos y 3 repeticiones de 45 segundos. Los tiempos fueron escogidos con el objetivo de garantizar el principio de reclutamiento de Unidades Motoras de Henneman (1981). La fuerza ejercida en cada repetición debía ser máxima, para ello se usó estrategias de motivación verbal por parte de los evaluadores. El tiempo de descanso entre cada repetición fue de 3 minutos para asegurar la recuperación del músculo.

PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL:

El procesamiento de la señal se realizó post test a través del software MatLab (MathWorks, Estados Unidos). La señal fue normalizada con un rango de amplitud entre 0 y +1. Se realizó el análisis temporal por medio de Dimensión Fractal y el parámetro elegido fue Higuchi, además se realizó RMS para determinar la amplitud de la señal; para determinar niveles de complejidad de la señal, el análisis espectral se hizo a través de la Transformada de Fourier para obtener la potencia media de las frecuencias (MPF). Las ecuaciones para hallar RMS y MPF se presentan a continuación, para más detalle dirigirse a Farina & Merletti (2000). Para las ecuaciones y simbología referente a la Transformada de Fourier ver González Barajas (2015). Para las ecuaciones correspondientes a la Dimensión Fractal de Higuchi remitirse a Garavito et al (2016).

$$\text{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2}$$

$$f_{\text{mean}} = \frac{\sum_{i=1}^M f_i P_i}{\sum_{i=1}^M P_i}$$

ANÁLISIS ESTADÍSTICO:

El método elegido para el análisis estadístico fue ANOVA de un factor para medidas repetidas para determinar diferencias significativas entre poblaciones y la señal electromiográfica en los tiempos de duración de las contracciones [grupo (resistencia, potencia, activos físicamente y sedentarios) × tiempo (6, 15 y 45 segundos)], se realizó un ANOVA respectivamente para el análisis temporal y otro para el análisis espectral y un ANOVA por cada tiempo. De esta manera, se utilizó la técnica ANOVA de 1 factor (según sea DF, MPF o RMS) de medidas repetidas (tiempos 6 seg, 15 seg, 45 seg) para comparar medias entre los grupos y, por otra parte, se realizó un ANOVA multifactorial para comparar a los grupos en cada uno de los tiempos. Los datos escogidos para incluir en el ANOVA fueron los promedios de cada 1 segundo del promedio de las 3 repeticiones de cada tiempo por cada tipo de población, ejemplo, si la duración de la contracción fue de 45 segundos y se realizaron 3 repeticiones, primero se promediaron las 3 repeticiones y luego se tomaron los datos promedio de cada segundo, obteniendo 45 datos en el promedio de este tiempo para cada tipo de población. La necesidad de promediar cada segundo radica en que la adquisición de la señal fue tomada a 1000 muestras por segundo, es decir, 1000 datos por segundo. Esta selección de promedio se realizó para MPF, RMS y DF.

Consideraciones éticas

“El propósito principal de la investigación médica en seres humanos es comprender las causas, evolución y efectos de las enfermedades y mejorar las intervenciones preventivas, diagnósticas y terapéuticas (métodos, procedimientos y tratamientos). Incluso, las mejores intervenciones probadas deben ser evaluadas continuamente a

través de la investigación para que sean seguras, eficaces, efectivas, accesibles y de calidad.” (Declaración de Helsinki 2013). Con base en la anterior, declaración se establecen los parámetros normativos para la realización de procedimientos de la presente investigación.

Procedimientos para garantizar aspectos éticos en las investigaciones con sujetos humanos

Beneficios:

- Aumento del rendimiento de la capacidad aeróbica
- Favorecer la condición física general
- Participación en procesos investigativos

Riesgos:

- Lesiones osteomioarticulares producidas por el ejercicio
- Muerte súbita producida por ejercicio.

La invitación será entregada por escrito. El experimento se realizará en horas de la mañana. El ejercicio físico puede generar molestias como dolores musculares en los días consecutivos a la realización del mismo, de igual manera puede exacerbar lesiones crónicas o aumentar la posibilidad de producir alguna a la cual pueda ser susceptible el sujeto. También puede mejorar la producción de sueño, tanto como la sensación de bienestar. En caso de presentar molestias o inconvenientes los participantes están en plena libertad de dejar el estudio por voluntad propia.

Los resultados relacionados con la identidad de los participantes guardarán completa confidencialidad a menos que el sujeto desee que sean publicados. Así cada sujeto será tenido en cuenta bajo un número cuatro dígitos otorgado el día de la realización de la prueba de esfuerzo, esto con tal de garantizar la privacidad de los datos obtenidos en el estudio. No obstante, el sujeto podrá acceder a sus resultados, llegado el caso que así lo dispusiera. De esta manera, se revisarán las coincidencias en las bases de datos según el código y la identificación del sujeto para que le sean entregados los resultados.

La investigación cumple con características de riesgo mínimo según Resolución n° 008430 de 1993 (4 de octubre de 1993 artículo 11). El sujeto de investigación recibirá una copia del consentimiento informado.

12. RESULTADOS

En primera instancia, presentamos los resultados descriptivos de las tres variables que usamos: RMS, MPF y DF, en los tres tiempos de prueba: 6, 15 y 45 segundos por cada tipo de población de la muestra: sedentarios (SED), deportistas de resistencia (RES), sujetos activos físicamente (ACT) y deportistas de potencia (POT).

6 SEG.	SED	RES	ACT	POT
	MEDIA±SD	MEDIA±SD	MEDIA±SD	MEDIA±SD
RMS (mV)	0.21±0.01	0.29±0.01	0.37±0.05	0.87±0.02
MPF (Htz)	64.04±1.35	67.17±3.69	64.81±1.86	65.03±0.69
DF	1.02±0.002	1.03±0.001	1.19±0.01	1.07±0.001

15 SEG.	SED	RES	ACT	POT
	MEDIA±SD	MEDIA±SD	MEDIA±SD	MEDIA±SD
RMS (mV)	0.1±0.39	0.33±0.01	0.43±0.05	1.0±0.06
MPF (Htz)	59.23±2.21	67.05±2.37	69.23±1.32	67.78±0.86
DF	1.02±0.002	1.03±0.002	1.03±0.01	1.06±0.003

45 SEG.	SED	RES	ACT	POT
	MEDIA±SD	MEDIA±SD	MEDIA±SD	MEDIA±SD
RMS (mV)	0.26±0.02	0.36±0.02	0.45±0.03	0.94±0.04
MPF (Htz)	54.93±3	62.58±3.69	68.16±3.5	64.97±3.04
DF	1.02±0.002	1.02±0.002	1.04±0.01	1.07±0.01

1. ANÁLISIS DEL DOMINIO DEL TIEMPO

- Dimensión fractal:

En los resultados de pruebas de 6, 15,45 segundos de las poblaciones establecidos como Sedentarios (SED), Activos (ACTV), Deportista de potencia (POT) Deportistas resistencia (RES) son:

6 Segundos

Se encontraron diferencias entre grupos con una mayor cantidad de dimensión fractal de activos físicamente en los primeros 6 segundos con ($P < 0.05$)

La diferencia de medias POT vs RES .041, POT vs ACTV -.123, POT vs SED .050, RES vs ACTV -1.64, RES vs SED .009, ACTV vs SED .174 indican que las medias varía de la comparación entre grupos de manera considerable dando mayores diferencia cuando se comparan con POT.

15 Segundos

Mayor dimensión fractal en POT con ($P < 0.05$) de 0.01 significancia

La diferencia de medias POT vs RES .038, POT vs ACTV .032, POT vs SED .044, RES vs ACTV -0.06, RES vs SED .007, ACTV vs SED .013 indican que las medias varía de la comparación entre grupos disminuye los valores entre las medias de manera considerable con respecto a la prueba de 6 segundos.

45 Segundos

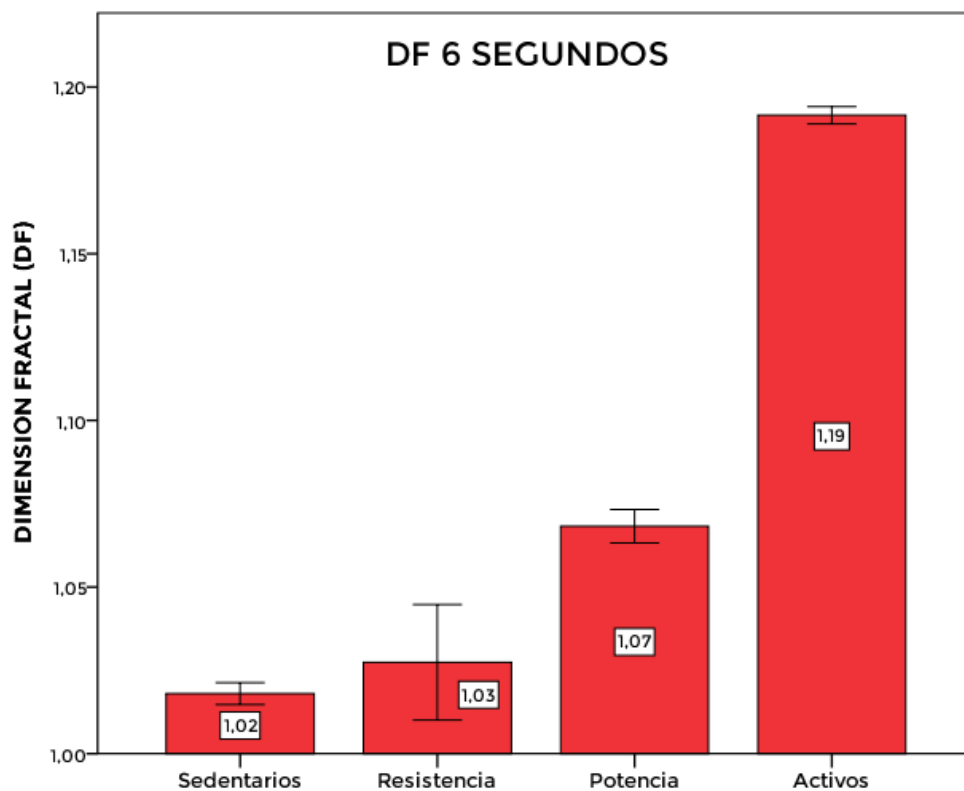
Mayor dimensión fractal en POT con ($P < 0.05$) de 0.01 significancia

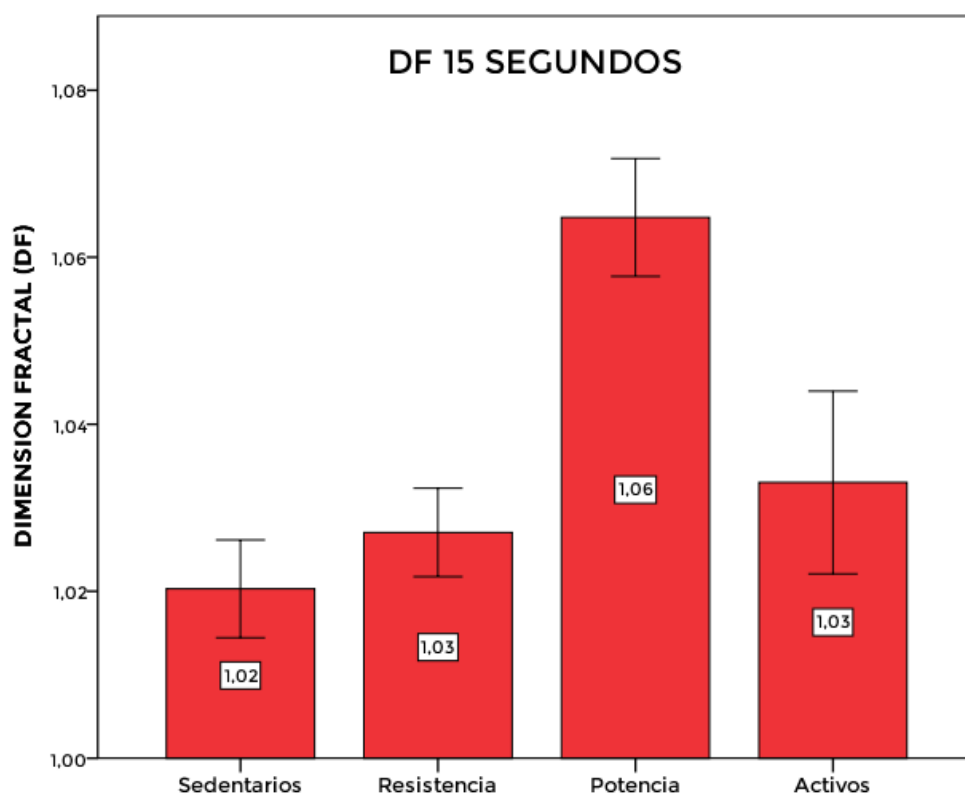
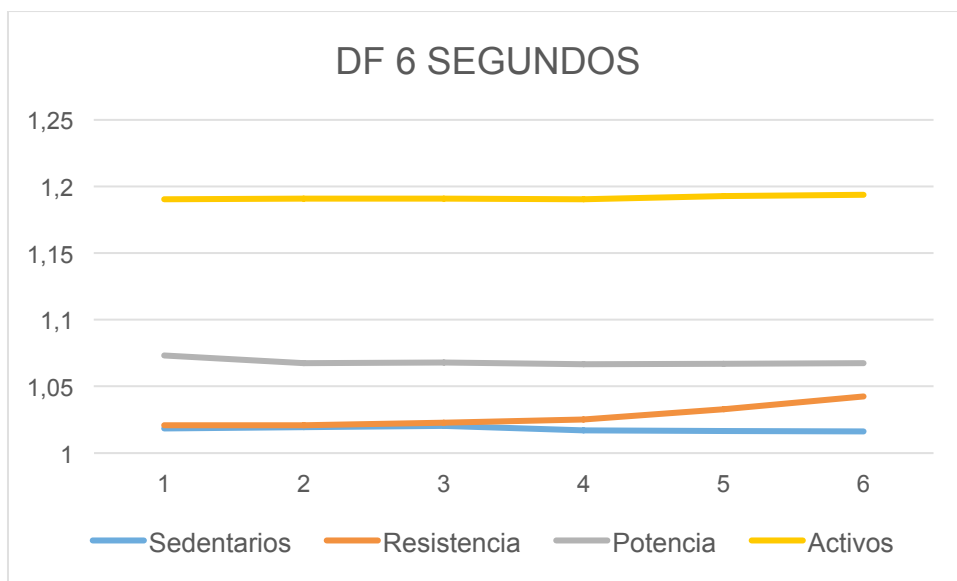
La diferencia de medias POT vs RES .045, POT vs ACTV .028, POT vs SED .050, RES vs ACTV -.017, RES vs SED .004, ACTV vs SED .022 las medias se indican

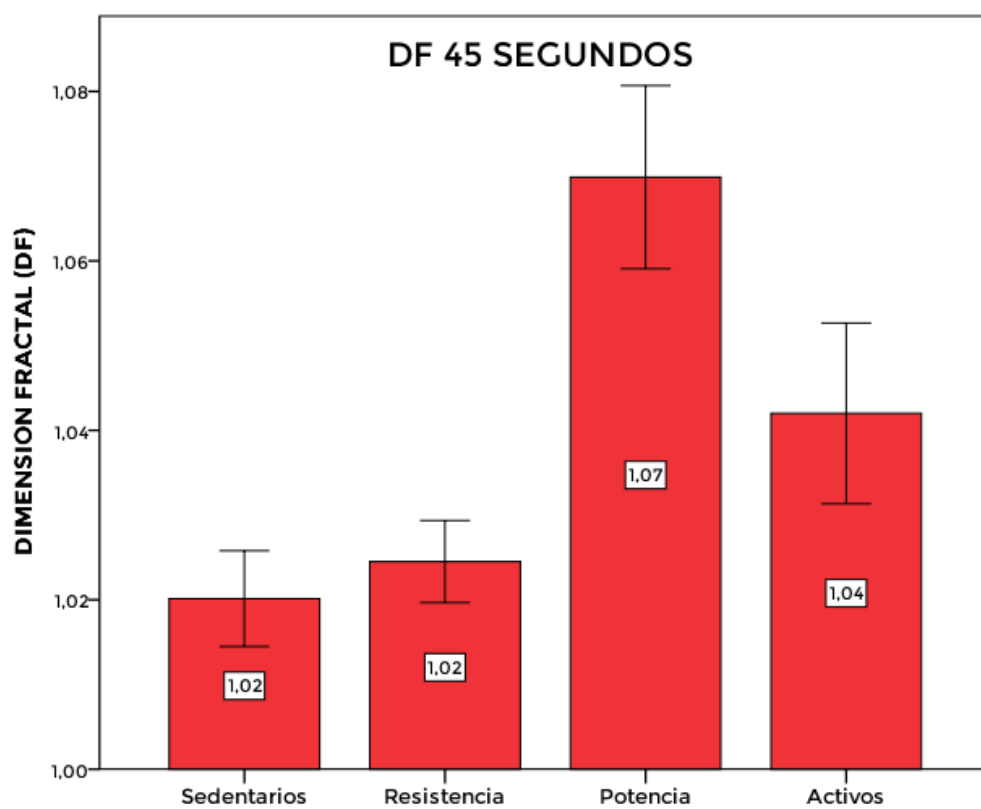
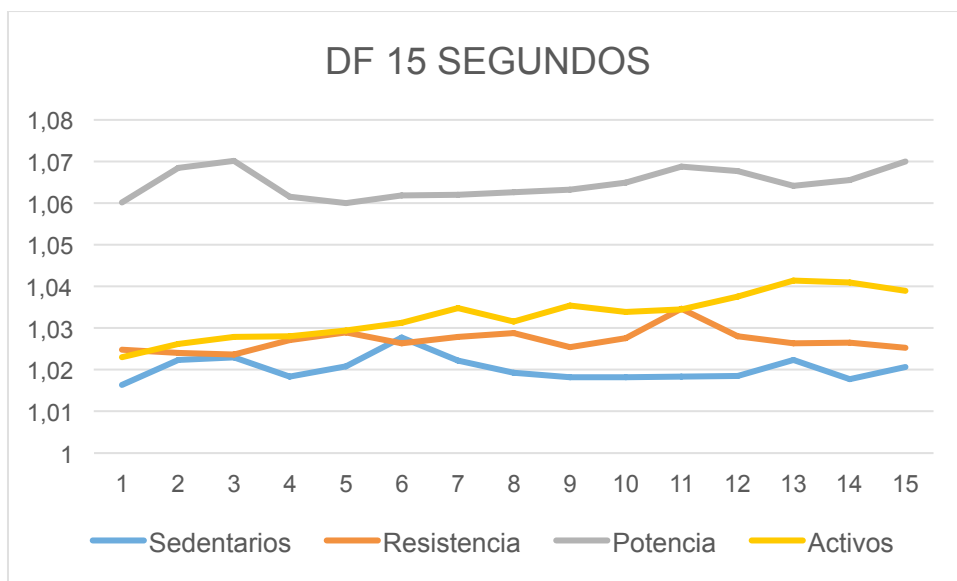
que permanece similares a diferencias con las prueba de 45 segundos pero con grandes diferencia en la prueba de 6 segundos.

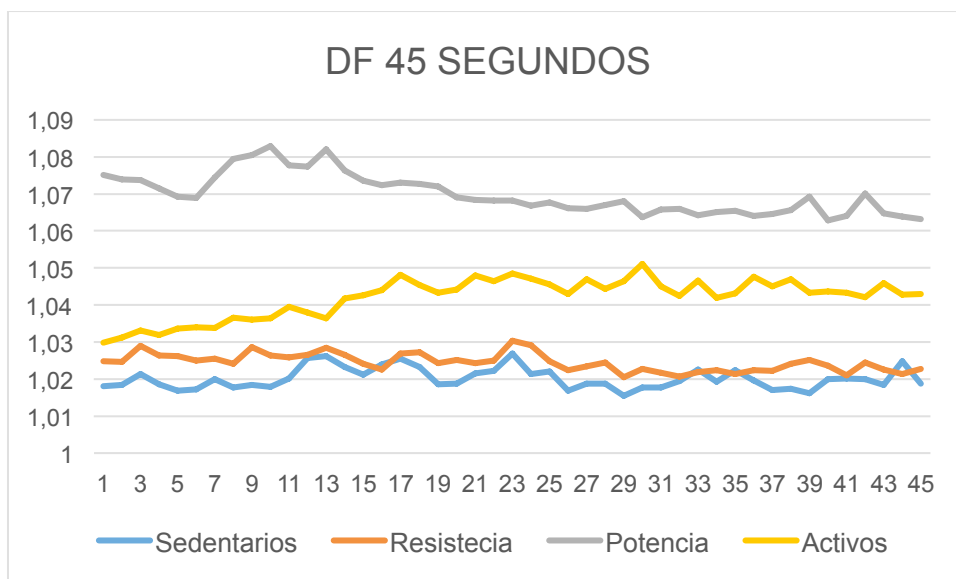
Se observa que la diferencia de dimensión fractal en las medias de los POT vs SED permanece casi contante a lo largo de las pruebas de 15 y 45 segundos.

6 segundos= POT vs RES ($M=0.041$), 15 segundos POT vs RES ($M=0.045$), 45 segundos POT vs RES ($M=0.045$)









- Amplitud (RMS):

6 segundos

En los resultados de prueba de 6 segundos de las población establecidos como Sedentarios (SED), Activos (Actv), Deportista de potencia (POT) Deportistas resistencia (RES) presentan diferencias significativas entre cada uno de los grupos entre diferentes las comparaciones las cuales fueron inferiores RMS ($P < 0,05$) llegando en la mayoría de los casos 0.01. Dando como mayor valor de significancia con los POT en comparación con los otros grupos seguido de RES en comparación con ACTV y SED.

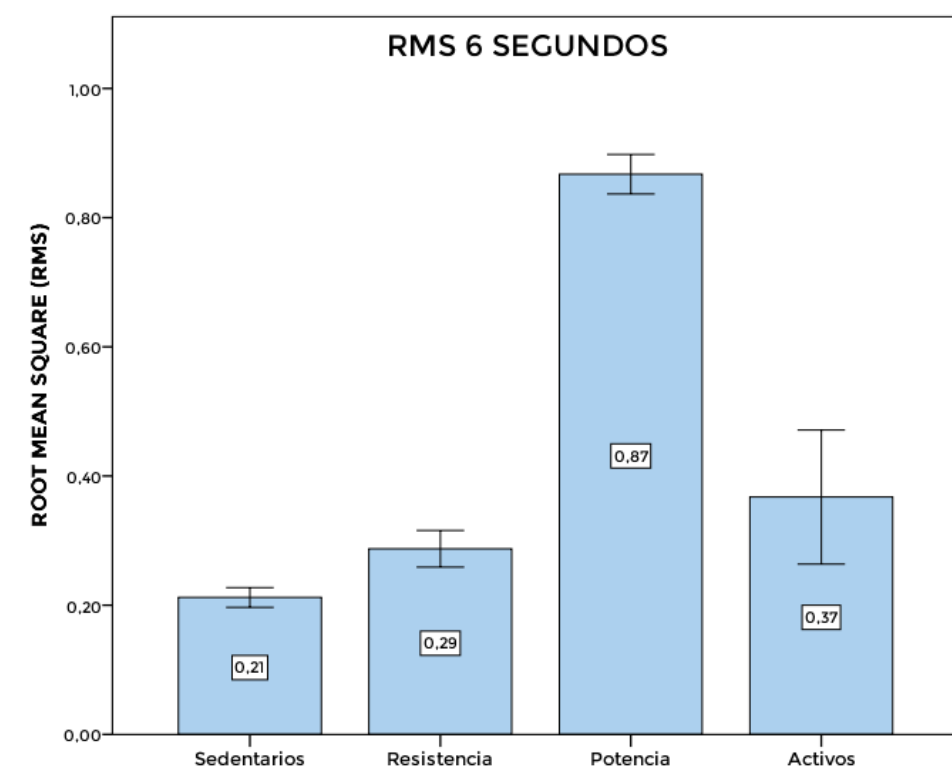
POT con frente RES la diferencia de voltajes de medias ($M = 0.580$), POT vs ACTV ($M = 0.500$), POT vs SED ($M = 0.655$), RES vs ACTV ($M = 0.80$), RES vs SED ($M = 0.075$),

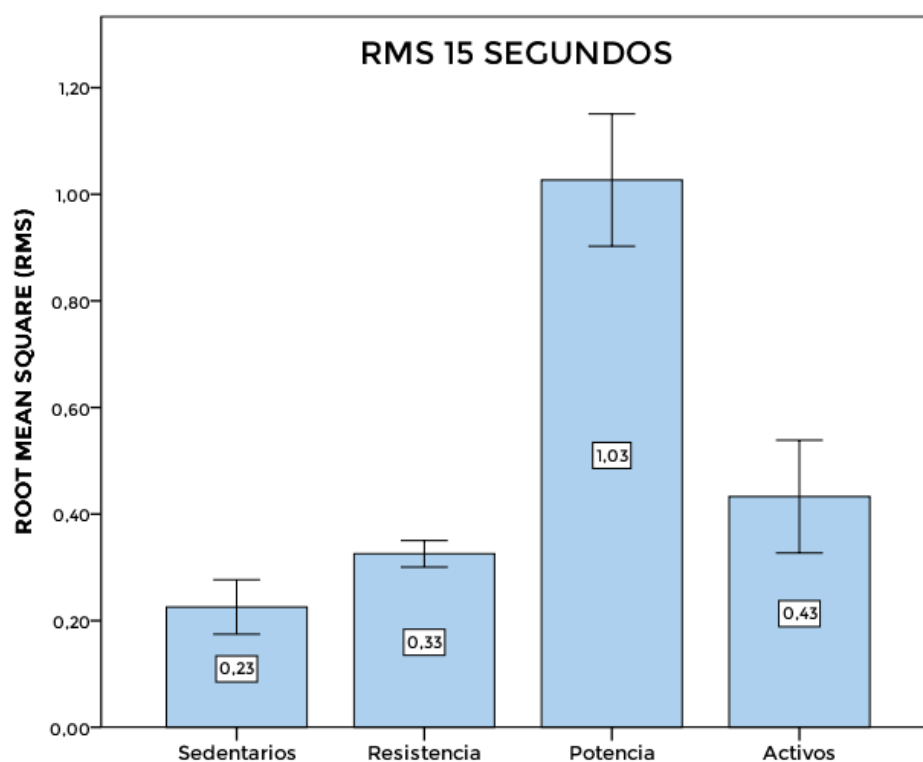
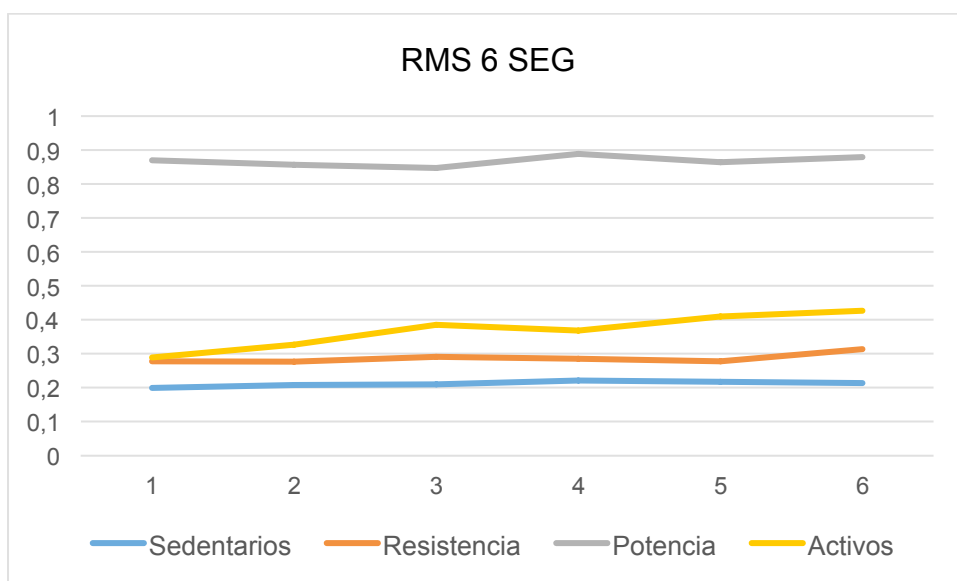
ACTV vs SED (M=156) indican que las medias varía de la comparación de los más altos empezando por POT seguido de RES, ACTV y SED

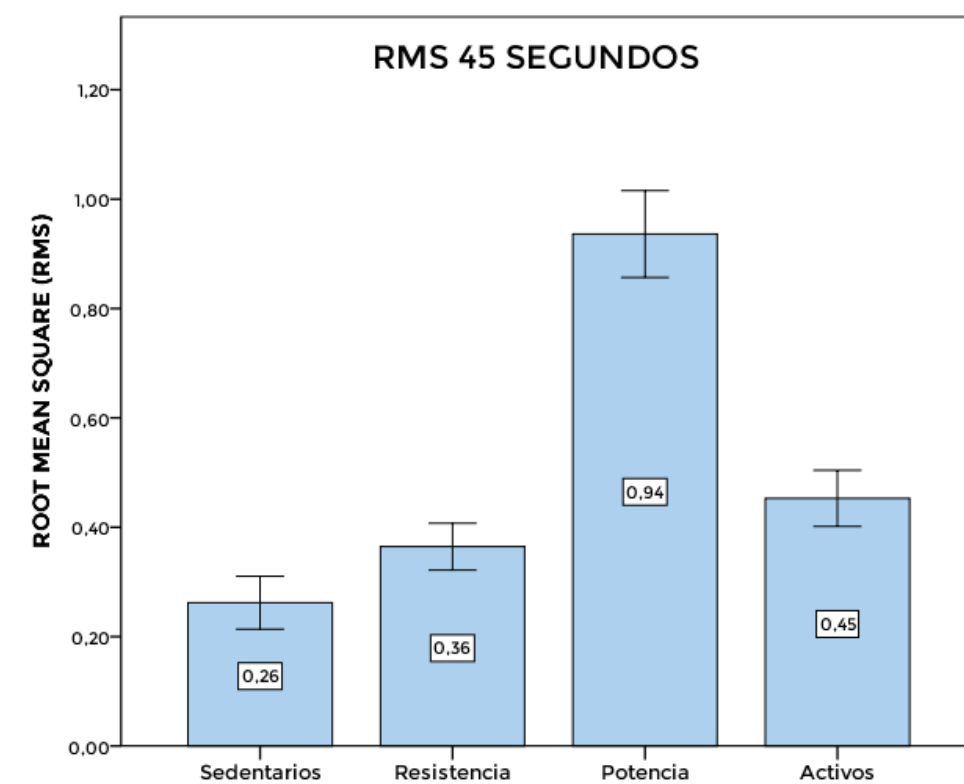
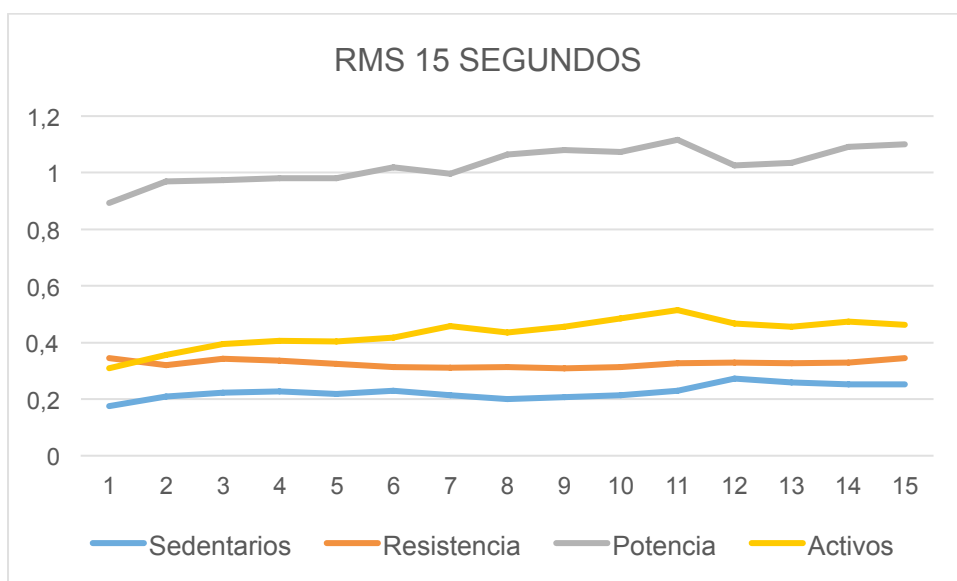
45 segundos

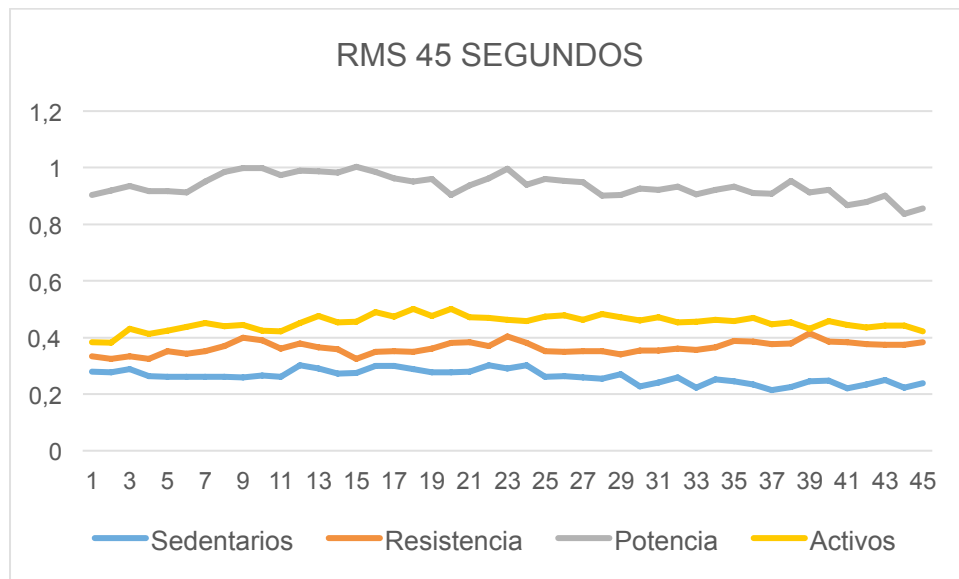
En los resultados de prueba de 45 segundos de la población establecidos como Sedentarios (SED), Activos (Acto), Deportista de potencia (POT) Deportistas resistencia (RES) presentan diferencias significativas entre cada uno de los grupos entre diferentes las comparaciones las cuales fueron inferiores a ($P < 0,05$) llegando que en todos los casos fuera 0.00. Dando como mayor valor de significancia con los POT en comparación con los otros grupos seguido de RES en comparación con ACTV y SED.

POT con frente RES la diferencia de medias en voltajes fue de $M=0.572$, POT vs ACTV 483, POT vs SED ($M=674$), RES vs ACTV ($M=-.088$), RES vs SED ($M=0.103$), ACTV vs SED ($M=0.191$) indican que las medias varía de la comparación de los más altos empezando por POT seguido de RES, ACTV y SED.





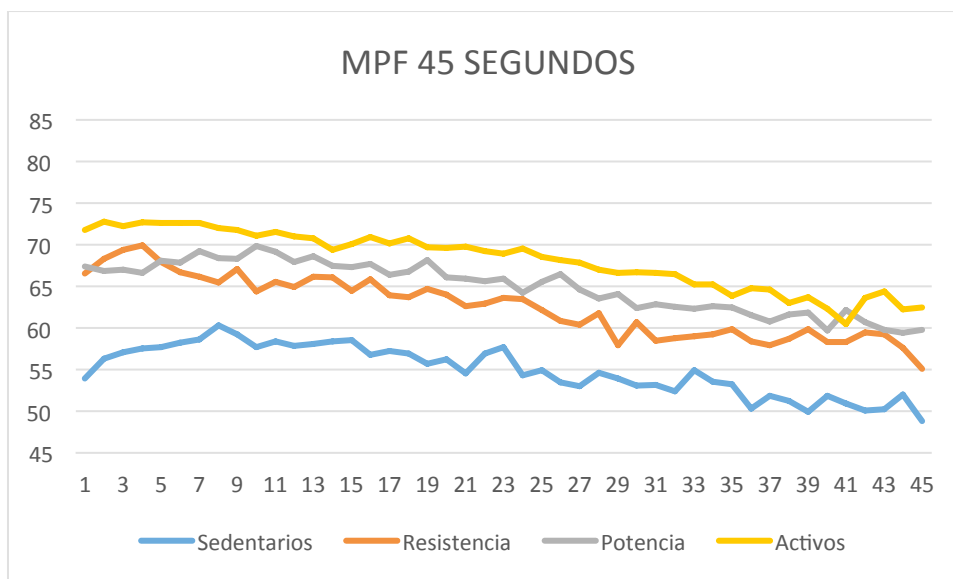




2. ANÁLISIS DEL DOMINIO ESPECTRAL

- Frecuencias (MPF):

No se encontraron diferencias significativas para las frecuencias comparando intrasujetos. A nivel de intersujetos no se hallaron diferencias entre las poblaciones en las contracciones de 6 segundos de duración, pero en la prueba de 15 segundos, hubo diferencias significativas entre todos los grupos menos entre Potentes vs Resistentes y Potentes vs Activos. La mayor diferencia entre grupos para esta prueba se vio entre Sedentarios y Activos (-9.993 $p=0,000$). Para la prueba de 45 segundos, entre todos los grupos hubo diferencias significativas, presentando mayores frecuencias para los activos físicamente, seguidos por los deportistas de potencia luego los de resistencia y por último los sujetos sedentarios.



13. DISCUSIÓN

1. ANÁLISIS DEL DOMINIO DEL TIEMPO

- Dimensión fractal:

Los resultados concuerdan con lo sugerido por Arjunan et al. (2013) quienes afirmaron que la reducción de la complejidad de la EMG durante las contracciones máximas isométricas puede atribuirse a la reducción de la proporción de fibras rápidas a lentas, en el caso de nuestro estudio si bien el cambio propiamente durante la contracción no se evaluó, los resultados si evidenciaron mayor complejidad en el vasto lateral de deportistas de potencia quienes se supone que por demandas físicas presentan mayor predominancia de fibras musculares rápidas que en el de resistentes sobre todo en las contracciones de 15 y 45 segundos. Efecto parecido se pudo observar en relación a los sujetos sedentarios quienes fueron los que menor complejidad presentaron en todas las pruebas en nuestro estudio. Es de resaltar que si bien Arjunan et al (2013) suscitaron la afirmación anterior, sus resultados estaban basados en un supuesto determinado realizando comparaciones entre sujetos de diferentes edades, nuestro estudio en cambio, reafirma este postulado pero a raíz de diferencias encontradas entre deportistas de potencia, de resistencia y sedentarios. Caso parecido es el reportado por Boccia et al. (2015) quienes compararon adultos jóvenes con adultos mayores usando

Dimensión Fractal y hallaron mayores valores para jóvenes que para adultos mayores, lo cual haciendo conjeturas con propuestas fisiológicas podría ser explicable debido a: denervación de fibras de tipo II (Andersen 2003), desaceleración en las propiedades contráctiles, inferiores tasas de disparo de la unidad motora inferior (MU) y una mayor dependencia de Metabolismo oxidativo (Kent-Braun 2009), estas características podrían asemejarse a las adaptaciones desarrolladas por deportistas de resistencia y por ende sus menores valores de complejidad pueden deberse a mayor proporción de fibras musculares de tipo oxidativo o lentas. Beretta P. et al (2015) encontraron comportamientos similares en su estudio de caso entre una mujer deportista de potencia y una de resistencia, estas diferencias las atribuyen presuntamente a las exigencias físicas de sus respectivos deportes, las cuales se manifiestan en adaptaciones neuromusculares distintas.

- Amplitud (RMS):

Nuestros resultados concuerdan con lo hallado por Brandon et al. (2015) que afirman que deportistas potentes desarrollan valores de RMS más elevados. Explicable tal vez a un mayor reclutamiento de Unidades Motoras de tipo rápidas. En las contracciones de 15 y 45 segundos encontramos similitud en los resultados hallados por Fonseca et al (2006) y Trevino & herda (2016) quienes reportaron diferencias significativas entre deportistas y sedentarios. Por otro lado nuestro estudio contradice lo encontrado por Beck et al (2007) quienes afirman que no hay diferencias entre deportistas con entrenamiento de fuerza y deportistas de resistencia en términos de amplitud (RMS). Reafirmamos el postulado de Talebinejad et al (2009) que sugirieron que el número de MUs activas y/o su tasa de disparo se incrementa con diferentes estrategias para generar más fuerza, que resulta en un aumento de la amplitud y la energía de la señal. Asumimos que deportistas de potencia obtienen mayores valores de RMS debido a mayores niveles de fuerza que deportistas de resistencia. Finalmente Oliveira y Concalves (2009) descubrieron como resultado de su ensayo clínico que la RMS es el parámetro de la señal sEMG que más se ve influenciado por el entrenamiento sobre umbral de sEMG si lo comparamos con los parámetros de frecuencias. Sería necesario evaluar

posteriormente si los cambios debidos al entrenamiento físico pueden ser identificados más por medio de RMS o de MPF.

2. ANÁLISIS DEL DOMINIO ESPECTRAL

- Frecuencias (MPF):

Contrario a todo lo esperado, los sujetos activos físicamente fueron quienes obtuvieron mayores valores de frecuencias, lo cual no tiene antecedentes dentro de la bibliografía revisada. Sin embargo no se reportan diferencias significativas intrasujetos.

La falta de significancia en la prueba de 6 segundos puede ser atribuible a que el tiempo no fue el suficiente para realizar el reclutamiento total de unidades motoras.

Contradecimos lo hallado por Beck et al (2007 y 2009) quienes no encontraron diferencias significativas entre deportistas de fuerza y resistencia, a pesar de encontrar diferencias entre ambas categorías en los linajes de fibras musculares. En este punto nuestro estudio aporte información importante a este tema, es decir, que si hay diferencias entre deportistas potentes y resistentes, lo cual puede ser atribuible a las diferencias en fibras musculares encontradas por Beck et al. (2007 y 2009) por medio de biopsia muscular y análisis histoquímico. En este mismo sentido refutamos a Farina (2008) quien afirmo que propiedades espectrales no proveen información acerca de reclutamiento motor ni de tipos de fibras musculares, porque si bien nosotros no medimos directamente orden ni magnitud del reclutamiento motor ni tipos de fibras musculares, si hallamos diferencias atribuibles a estas características neuromusculares entre deportistas potentes y resistentes. La diferencia puede deberse tal vez, al nivel de fuerza, ya que Farina (2008) asume su afirmación teniendo en cuenta contracciones isométricas hasta un 80% de MIVC, nosotros en cambio hallamos las diferencias en contracciones isométricas voluntarias de niveles maximales.

14. CONCLUSIONES

1. Validamos la hipótesis investigativa que postula que si hay diferencias significativas entre los diferentes tipos de poblaciones en el dominio temporal intra e intersujetos.
2. No diferencias significativas para dominio espectral intrasujetos.
3. Las diferencias en los parámetros de DF y RMS entre las poblaciones podrían reflejar las diferencias en las adaptaciones inducidas por el entrenamiento en el sistema nervioso.
4. El procesamiento de la señal de la electromiografía de superficie por medio de Dimensión Fractal de Higuchi, Raíz media Cuadrática (RMS) y la media de las frecuencias (MPF) tras realizar la Transformada de Fourier, son procesamientos adecuados para detectar diferencias de potenciales de acción entre poblaciones con características neuromusculares distintas, sin embargo la distinción entre comparación por promedios y por series temporales debe ser cuidadosa en el análisis estadístico.

15. REFERENCIAS

- Andersen, J. L. (2003). Muscle fibre type adaptation in the elderly human muscle. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 13(1), 40-47.
- Anmuth, C. J., Goldberg, G., & Mayer, N. H. (1994). Fractal dimension of electromyographic signals recorded with surface electrodes during isometric contractions is linearly correlated with muscle activation. *Muscle & nerve*, 17(8), 953-954.
- Arendt-Nielsen, L., & Mills, K. R. (1985). The relationship between mean power frequency of the EMG spectrum and muscle fibre conduction velocity. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 60(2), 130-134.

- Arjunan, S. P., & Kumar, D. K. (2007, December). Fractal theory based non-linear analysis of sEMG. In *Intelligent Sensors, Sensor Networks and Information, 2007. ISSNIP 2007. 3rd International Conference on* (pp. 545-548). IEEE.
- Arjunan, S. P., Wheeler, K., Shimada, H., & Kumar, D. (2013, February). Age related changes in the complexity of surface EMG in biceps: A model based study. In *Biosignals and Biorobotics Conference (BRC), 2013 ISSNIP* (pp. 1-4). IEEE.
- Åstrand, P. O., Rodahl, K. A. A. R. E., Dahl, H. A., & Strømme, S. B. (2010). Manual de fisiología del ejercicio. *México: Editorial Paidotribo*.
- Barbero, M., Merletti, R., & Rainoldi, A. (2012). *Atlas of muscle innervation zones: understanding surface electromyography and its applications*. Springer Science & Business Media.
- Barbosa, D. Assen, F. Alves, T. Campos, M. Oliveira, M. Avila, R. Netto, J y Pastre, C. (2015). Respuesta aguda de variáveis clínicas e funcionais em exercício máximo de contração concêntrica versus excêntrica. *Revista Brasileira de Ciências do Esporte*. 37. 87-95
- Bartuzi, P., & Roman-Liu, D. (2014). Assessment of muscle load and fatigue with the usage of frequency and time-frequency analysis of the EMG signal. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 16(2), 31-39.
- Basmajian, J. V., & De Luca, C. J. (1985). Muscles alive. *Muscles alive: their functions revealed by electromyography*, 278, 126.
- Beck, T. W., Housh, T. J., Fry, A. C., Cramer, J. T., Weir, J. P., Schilling, B. K., . Moore, C. A. (2007). The influence of muscle fiber type composition on the patterns of responses for electromyographic and mechanomyographic amplitude and mean power frequency during a fatiguing submaximal isometric muscle action. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 47(4-5), 221-232.

- Beck, T. W., Housh, T., Fry, A. C., Cramer, J. T., Weir, J., Schilling, B., ... & Moore, C. (2009). MMG-EMG cross spectrum and muscle fiber type. *International journal of sports medicine*, 30(07), 538-544.
- Beretta-Piccoli, M., D'Antona, G., Barbero, M., Fisher, B., Dieli-Conwright, C. M., Clijisen, R., & Cescon, C. (2015). Evaluation of central and peripheral fatigue in the quadriceps using fractal dimension and conduction velocity in young females. *PloS one*, 10(4), e0123921.
- Beretta-Piccoli, M., D'Antona, G., Barbero, M., Fisher, B., Dieli-Conwright, C., Bilodeau, M., Arsenault, A. B., Gravel, D., & Bourbonnais, D. (1993). EMG power spectrum of elbow extensors: a reliability study. *Electromyography and clinical neurophysiology*, 34(3), 149-158.
- Bilodeau, M., Schindler-Ivens, S., Williams, D. M., Chandran, R., & Sharma, S. S. (2003). EMG frequency content changes with increasing force and during fatigue in the quadriceps femoris muscle of men and women. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(1), 83-92.
- Bompa, T. O. (2006). Periodización del entrenamiento deportivo. PAIDOTRIBO.
- Brandon, R., Howatson, G., Strachan, F., & Hunter, A. M. (2015). Neuromuscular response differences to power vs strength back squat exercise in elite athletes. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 25(5), 630-639.
- Buczowski, S., Hildgen, P., & Cartilier, L. (1998). Measurements of fractal dimension by box-counting: a critical analysis of data scatter. *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications*, 252(1), 23-34.
- Caballero, K., Duque, L. M., Ceballos, S., Ramirez, J. C., & Peláez, A. (2002). Conceptos básicos para el análisis electromiográfico. *CES Odontología*, 15(1), 41-50.

- Chowdhury, S. K., & Nimbarte, A. D. (2015). Comparison of Fourier and wavelet analysis for fatigue assessment during repetitive dynamic exertion. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 25(2), 205-213.
- Criswell, E. (2010). *Cram's introduction to surface electromyography*. Jones & Bartlett Publishers.
- De Luca, C. J. (1985). Control properties of motor units. *Journal of Experimental Biology*, 115(1), 125-136.
- De Luca, C., LeFever, R., McCue, M., & Xenakis, A. (1982). Behaviour of human motor units in different muscles during linearly varying contractions. *The Journal of physiology*, 329(1), 113-128.
- De vita & Tan (2015) A structural constitutive model for smooth muscle contraction in biological tissues. *International Journal of Non-Linear Mechanics*. 75. 46,53
- Dominguez, D. (2000). El análisis Fractal: una nueva herramienta para la investigación básica en ingeniería y otras disciplinas(Biología). *ciencia e ingeniería neogranadina*.
- Duchateau, J., Semmler, J. G., & Enoka, R. M. (2006). Training adaptations in the behavior of human motor units. *Journal of Applied Physiology*, 101(6), 1766-1775.
- Eke, A., Herman, P., Kocsis, L., & Kozak, L. R. (2002). Fractal characterization of complexity in temporal physiological signals. *Physiological measurement*, 23(1).
- ENSIN. (2010). *Encuesta Nacional de la situación Nutricional en Colombia*.
- Falkner. (1969). *Desarrollo Humano*. Barcelona: Salvat.

- Farina, D. (2008). Counterpoint: spectral properties of the surface EMG do not provide information about motor unit recruitment and muscle fiber type. *Journal of Applied Physiology*, 105(5), 1673-1674.
- Farina, D., & Merletti, R. (2000). Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5), 337-349.
- Farina, D., Ferguson, R. A., Macaluso, A., & De Vito, G. (2007). Correlation of average muscle fiber conduction velocity measured during cycling exercise with myosin heavy chain composition, lactate threshold, and VO₂max. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17(4), 393-400.
- Farina, D., Fosci, M., & Merletti, R. (2002). Motor unit recruitment strategies investigated by surface EMG variables. *Journal of Applied Physiology*, 92(1), 235-247.
- Feder, J. (2013). *Fractals*. Springer Science & Business Media.
- Fuglevand, A. J., Winter, D. A., & Patla, A. E. (1993). Models of recruitment and rate coding organization in motor-unit pools. *Journal of neurophysiology*, 70(6), 2470-2488.
- Garavito, F., Gonzalez, J., Cabarcas, J., Chaparro, D., Portocarrero, I., & Vargas, A. (2016, November). EMG signal analysis based on fractal dimension for muscle activation detection under exercise protocol. In *Signal Processing, Images and Artificial Vision (STSIVA), 2016 XXI Symposium on* (pp. 1-5). IEEE.
- Gerdle, B., HENRIKSSON-LARSÉN, K., Lorentzon, R., & WRETTLING, M. L. (1991). Dependence of the mean power frequency of the electromyogram on muscle force and fibre type. *Acta Physiologica Scandinavica*, 142(4), 457-465.

- Gerdle, B., HENRIKSSON-LARSÉN, K., Lorentzon, R., & WRETLING, M. L. (1991). Dependence of the mean power frequency of the electromyogram on muscle force and fibre type. *Acta Physiologica Scandinavica*, 142(4), 457-465.
- Gerdle, B., Karlsson, S., Crenshaw, A. G., & Friden, J. (1997). The relationships between EMG and muscle morphology throughout sustained static knee extension at two submaximal force levels. *Acta Physiologica Scandinavica*, 160(4), 341-351.
- Gerdle, B., Karlsson, S., Crenshaw, A. G., Elert, J., & Fridén, J. (2000). The influences of muscle fibre proportions and areas upon EMG during maximal dynamic knee extensions. *European journal of applied physiology*, 81(1-2), 2-10.
- Gerdle, B., WRETLING, M. L., & HENRIKSSON-LARSÉN, K. (1988). Do the fibre-type proportion and the angular velocity influence the mean power frequency of the electromyogram?. *Acta Physiologica Scandinavica*, 134(3), 341-346.
- Gitter, J. A., & Czerniecki, M. J. (1995). Fractal analysis of the electromyographic interference pattern. *Journal of neuroscience Methods*, 58(1), 103-108.
- Gonzalez Barajas, J. E. (2015). Series y Transformada de Fourier para señales Continuas y Discretas en el Tiempo: Algoritmos para el desarrollo de ejercicios prácticos. *OmniaScience Scholar*.
- Grassberger, P., & Procaccia, I. (1983). Measuring the strangeness of strange attractors Physica D 9, 189–208. *Mathematical Reviews (MathSciNet)*: MR732572 Digital Object Identifier: doi, 10, 0167-2789.
- Gupta, V., Suryanarayanan, S., & Reddy, N. P. (1997). Fractal analysis of surface EMG signals from the biceps. *International journal of medical informatics*, 45(3), 185-192.
- Heckman, C. J., & Enoka, R. M. (2004). Physiology of the motor neuron and the motor unit. *Handbook of Clinical Neurophysiology*, 4, 119-147.

- Henneman, E. (1981). Recruitment of motoneurons: the size principle. *Progress in clinical neurophysiology*, 9, 26-60.
- Herda, T. J., Housh, T. J., Fry, A. C., Weir, J. P., Schilling, B. K., Ryan, E. D., & Cramer, J. T. (2010). A noninvasive, log-transform method for fiber type discrimination using mechanomyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(5), 787-794.
- Herda, T. J., Siedlik, J. A., Trevino, M. A., Cooper, M. A., & Weir, J. P. (2015). Motor unit control strategies of endurance-versus resistance-trained individuals. *Muscle & nerve*, 52(5), 832-843.
- Higuchi, T. (1988). Approach to an irregular time series on the basis of the fractal theory. *Physica D: Nonlinear Phenomena*, 31(2), 277-283.
- Karthick, P. A., Venugopal, G., & Ramakrishnan, S. (2016). Analysis of Muscle Fatigue Progression using Cyclostationary Property of Surface Electromyography Signals. *Journal of medical systems*, 40(1), 1-11.
- Kent-Braun, J. A. (2009). Skeletal muscle fatigue in old age: whose advantage?. *Exercise and sport sciences reviews*, 37(1), 3.
- Kim, H., Eykholt, R., & Salas, J. D. (1999). Nonlinear dynamics, delay times, and embedding windows. *Physica D: Nonlinear Phenomena*, 127(1), 48-60.
- Kupa, E. J., Roy, S. H., Kandarian, S. C., & De Luca, C. J. (1995). Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity. *Journal of Applied Physiology*, 79(1), 23-32.
- Lei, M., Wang, Z., & Feng, Z. (2001). Detecting nonlinearity of action surface EMG signal. *Physics Letters A*, 290(5), 297-303.

Tikkanen, O., Haakana, P., Pesola, A. J., Häkkinen, K., Rantalainen, T., Havu, M., ... & Finni, T. (2013). Muscle activity and inactivity periods during normal daily life. *PloS one*, 8(1), e52228.

Mandelbrot, B. B. (1983). *The fractal geometry of nature* (Vol. 173). Macmillan.

Mayer, F., Scharhag-Rosenberger, F., Carlsohn, A., Cassel, M., Müller, S., & Scharhag, J. (2011). The intensity and effects of strength training in the elderly. *Dtsch Arztebl Int*, 108(21), 359-64.

Merletti, R., Knaflitz, M., & De Luca, C. J. (1990). Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions. *Journal of Applied Physiology*, 69(5), 1810-1820.

Mesin, L., Cescon, C., Gazzoni, M., Merletti, R., & Rainoldi, A. (2009). A bi-dimensional index for the selective assessment of myoelectric manifestations of peripheral and central muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(5), 851-863.

Molina, R. M., & Mayoral, M. G. (1998). Cambios en el análisis espectral electromiográfico durante la potenciación muscular mediante ejercicios isométricos. *Fisioterapia*, 20(4), 232-239.

Oliveira, A. D. S. C., & Gonçalves, M. (2009). EMG amplitude and frequency parameters of muscular activity: effect of resistance training based on electromyographic fatigue threshold. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(2), 295-303.

Rainoldi, A., Bullock-Saxton, J. E., Cavarretta, F., & Hogan, N. (2001). Repeatability of maximal voluntary force and of surface EMG variables during voluntary isometric contraction of quadriceps muscles in healthy subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 11(6), 425-438.

- Romo, H. A., Realpe, J. C., & Jojoa, P. E. (2007). Análisis de señales EMG superficiales y su aplicación en control de prótesis de mano. *Avances en Sistemas e informática*, 4(1).
- Ryan, E. D., Cramer, J. T., Egan, A. D., Hartman, M. J., & Herda, T. J. (2008). Time and frequency domain responses of the mechanomyogram and electromyogram during isometric ramp contractions: a comparison of the short-time Fourier and continuous wavelet transforms. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(1), 54-67.
- Sadoyama, T., Masuda, T., Miyata, H., & Katsuta, S. (1988). Fibre conduction velocity and fibre composition in human vastus lateralis. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 57(6), 767-771.
- Sakamoto, A., Khan, M. T., & Kurita, T. (2015, June). EMG signals in co-activations of lower limb muscles for knee joint analysis. In *Informatics, Electronics & Vision (ICIEV), 2015 International Conference on* (pp. 1-5). IEEE.
- Sánchez, I. A. (2009). Entrenamiento de la fuerza muscular como coadyuvante en la disminución del riesgo cardiovascular: una revisión sistemática. *Scielo*.
- Sarkar, M., & Leong, T. Y. (2003). Characterization of medical time series using fuzzy similarity-based fractal dimensions. *Artificial Intelligence in Medicine*, 27(2), 201-222.
- Schmidt, G. (1991). Parker, TS; Chua, LO, Practical Numerical Algorithms for Chaotic Systems. Berlin etc., Springer-Verlag 1989. XIV, 348 S., 152 Abb., DM 98.—. ISBN 3-540-96689-7. *ZAMM-Journal of Applied Mathematics and Mechanics/Zeitschrift für Angewandte Mathematik und Mechanik*, 71(7-8), 266-266.
- Tikkanen, O., Haakana, P., Pesola, A. J., Häkkinen, K., Rantalainen, T., Havu, Topçu, Ç., Bedeloğlu, M., Akgül, A., Sever, R., Özkan, Ö., Özkan, Ö., ... &

- Çolak, Ö. H. (2014, October). Higuchi fractal dimension analysis of surface EMG signals and determination of active electrode positions. In *Biomedical Engineering Meeting (BIYOMUT), 2014 18th National* (pp. 1-4). IEEE.
- Toloza, S. M., & Gómez-Conesa, A. (2007). El cuestionario internacional de actividad física. Un instrumento adecuado en el seguimiento de la actividad física poblacional. *Revista Iberoamericana de Fisioterapia y Kinesiología*, 10(1), 48-52.
- Travnik, L., Pernus, F., & Erzen, I. (1995). Histochemical and morphometric characteristics of the normal human vastus medialis longus and vastus medialis obliquus muscles. *Journal of anatomy*, 187(Pt 2), 403.
- Trevino, M. A., & Herda, T. J. (2015). The effects of training status and muscle action on muscle activation of the vastus lateralis. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 17(4), 107-114.
- Trevino, M. A., & Herda, T. J. (2016). The effects of chronic exercise training status on motor unit activation and deactivation control strategies. *Journal of sports sciences*, 34(3), 199-208.
- Vila-Chã, C., Falla, D., & Farina, D. (2010). Motor unit behavior during submaximal contractions following six weeks of either endurance or strength training. *Journal of Applied Physiology*, 109(5), 1455-1466.
- Vila-Cha, C., Falla, D., Correia, M. V., & Farina, D. (2012). Adjustments in motor unit properties during fatiguing contractions after training. *Med Sci Sports Exerc*, 44(4), 616-624.
- Wakeling, J. M. (2009). Patterns of motor recruitment can be determined using surface EMG. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(2), 199-207.

Xiao, H. U., Zhi-zhong, W. A. N. G., & Xiao-mei, R. E. N. (2005). Classification of surface EMG signal with fractal dimension. *Journal of Zhejiang University Science B*, 6(8), 844-848.

Xu, L., Zhang, D., & Xian, X. (1997). Fractal dimensions of coals and cokes. *Journal of colloid and interface science*, 190(2), 357-359.